



**TESIS DOCTORAL**

*Estudio de las aplicaciones  
clínicas del láser de diodo  
InGaAsP (980nm) en  
Periodoncia e Implantología*

**GONZALO LÓPEZ CASTRO**

*Santiago de Compostela, 2006*



FACULTAD DE MEDICINA Y ODONTOLOGÍA  
Departamento de Estomatología



*A mis padres*



*“SI EL HOMBRE ES FORMADO POR LAS  
CIRCUNSTANCIAS ENTONCES ES NECESARIO  
FORMAR LAS CIRCUNSTANCIAS HUMANAMENTE”*

K. MARX y F. ENGELS



*Mi más sincero agradecimiento a mis  
compañeros y amigos Luís García Varela, José  
Luis Leyes Borrajo, Ignacio Rodríguez Núñez y  
especialmente a Mercedes Gallas Torreira por  
ser la energía de nuestros proyectos.*

*Una mención especial al personal de mi  
consulta por su constancia en el registro de los  
datos clínicos.*

*Y principalmente gracias a los pacientes  
porque sin ellos este trabajo no sería posible.*





Doña M<sup>a</sup> MERCEDES GALLAS TORREIRA, Profesora Contratada Doctora del Departamento de Estomatología de la Universidad de Santiago de Compostela.

HACE CONSTAR:

Que el licenciado en Odontología, Don Gonzalo López Castro, ha realizado bajo su dirección en el Departamento de Estomatología el trabajo de investigación titulado: “ **ESTUDIO DE LAS APLICACIONES CLÍNICAS DEL LÁSER DE DIODO InGaAsP (980nm) EN PERIODONCIA E IMPLANTOLOGÍA**”, y que el mencionado trabajo reúne todos los requisitos exigidos por la normativa vigente para optar al grado de Doctor en Odontología.

Y para que así conste, firmo en Santiago de Compostela a veinte de diciembre de 2006.



Fdo: Prof. Dra. Mercedes Gallas Torreira

Santiago de Compostela, 20 de Diciembre de 2006



GONZALO LÓPEZ CASTRO



# Índice



1.- Justificación .....	15
2.- Introducción .....	19
2.1. Introducción .....	19
2.2. Historia y desarrollo del láser odontológico .....	22
- El descubrimiento del láser .....	23
- El láser en Odontología .....	24
- Historia del láser odontológico .....	28
2.3. Principios físicos del láser .....	30
- Generalidades .....	30
- Componentes de un aparato de láser .....	31
2.4. Interacciones tisulares del láser .....	34
- Generalidades .....	34
- Efectos tisulares de la irradiación láser .....	37
- Interacción fototérmica .....	38
2.5. Láser de diodo .....	42
- Generalidades .....	42
- Potenciales aplicaciones clínicas del láser de diodo .....	44
3.- Hipótesis de trabajo y objetivos .....	51
3.1. Hipótesis de trabajo .....	51
3.2. Objetivos .....	54
4.- Material y métodos .....	57
4.1.- Material y métodos del estudio clínico .....	57
- Pacientes .....	57
- Material .....	57
- Diseño del estudio .....	58
- Metodología .....	59
• Recogida de datos, exploración odontológica y tratamiento periodontal .....	59
• Protocolo clínico .....	60
• Análisis estadístico .....	64

4.2.- Material y métodos del estudio morfológico I .....	65
- Material .....	65
- Diseño del estudio .....	65
- Metodología .....	66
• Recogida y almacenamiento de las muestras .....	66
• Preparación de las muestras .....	66
• Análisis histológico de las preparaciones .....	66
4.3.- Material y métodos del estudio morfológico II .....	68
- Material .....	68
- Diseño del estudio .....	68
- Metodología .....	68
• Preparación de las muestras .....	68
• Análisis ultraestructural de las preparaciones .....	69
<b>5.- Resultados .....</b>	<b>73</b>
5.1.- Resultados estudio clínico .....	73
- Descripción de la población y valores iniciales .....	73
- Valores clínicos posttratamiento .....	78
- Diferencias entre grupos de estudio .....	79
5.2.- Resultados estudio morfológico I: Microscopía óptica .....	82
5.3.- Resultados estudio morfológico II: Microscopía Electrónica de Barrido .....	86
<b>6.- Discusión .....</b>	<b>91</b>
6.1.- Discusión estudio clínico .....	92
6.2.- Discusión estudio morfológico I: Microscopía Óptica .....	97
6.3.- Discusión estudio morfológico II: Microscopía Electrónica de Barrido .....	101
<b>7.- Conclusiones .....</b>	<b>107</b>
<b>8.- Bibliografía .....</b>	<b>111</b>
<b>9.- Anexos .....</b>	<b>121</b>



1

*Justificación*





# Justificación

# 1



A pesar del interés que han despertado las nuevas tecnologías láser y su aplicación en la Odontología, en la actualidad existe cierta controversia sobre su aplicación clínica y sus posibles efectos secundarios/adversos.

La incorporación de nuevas tecnologías en todos los ámbitos de las Ciencias de la Salud siempre ha ido acompañada de cierto escepticismo por parte de los profesionales, y en el caso particular del láser, además de escepticismo existe una sensación general de descrédito. La mayoría de los profesionales de la Odontología de nuestro país están convencidos de que tan sólo se trata de una herramienta de marketing. Pero cada vez son más los que lo utilizan y, de forma paralela, cada vez son más los que se dedican a la investigación sobre sus indicaciones y los protocolos de su utilización clínica (ESPAÑA, 2004).

En los últimos quince años el estado de la Odontología láser ha mejorado notablemente gracias a la investigación y a un claro progreso en todos los campos de la tecnología láser. La Odontología con láser ha pasado de ser un experimento ilustrado a una serie de procedimientos clínicos científicamente probados.

El desarrollo del láser de uso odontológico ha avanzado firmemente en los últimos años. Los pacientes y también los odontólogos, reconocen la comodidad y fiabilidad del tratamiento con el láser dental. Los láseres dentales son el futuro de la Odontología y están siendo utilizados cada vez con más frecuencia por los dentistas de todo el mundo.

Las aplicaciones de los láseres en otros campos de la Medicina han sido investigadas por las ciencias clínicas, básicas y aplicadas. Utilizando técnicas de evaluación clínicas, histológicas y físicas, la ciencia aplicada ha explorado su espectro de utilidades, ha definido parámetros operativos para uso específico y ha descrito las posibles reacciones adversas. De esta forma la ciencia ha proporcionado un conocimiento detallado de la interacción del láser y el tejido durante un tratamiento específico, permitiendo definir nuevos protocolos clínicos de utilización.

El objetivo del presente trabajo de investigación es realizar un análisis crítico sobre las potenciales aplicaciones clínicas del láser de diodo InGaAsP en la clínica odontológica (fundamentalmente en el ámbito de la Periodoncia y la Implanto-logía).

El láser de diodo es una incorporación relativamente reciente a la terapia odontológica. La ausencia relativa de dolor, su facilidad de empleo, su versatilidad y su especificidad local lo convierten en una incorporación ideal a las técnicas terapéuticas del odontólogo (LARREA-OYARBIDE *et al.*, 2004). El haz del láser de diodo es capaz de completar y afinar el raspado y alisado radicular previo, realizar un curetaje/desbridamiento delicado de las paredes de la bolsa periodontal, desensibilizar la superficie radicular y esterilizar el surco gingival (GUTKNECH *et al.*, 2001). Presenta por tanto, grandes ventajas con relación a otros tipos de láseres de uso odontológico debido a que se trata además de aparatos relativamente económicos, muy manejables y de uso sencillo (WALSH, 2003).

La radiación láser debe ser absorbida para producir un cambio físico y/o químico que resulte en una respuesta biológica o un potencial efecto terapéutico. Una vez observada la respuesta biológica debemos determinar la dosis de radiación de una determinada longitud de onda y el número de dosis necesarias para producir un mejor efecto terapéutico. El tratamiento con láser de baja potencia debe igualmente estar basado en un protocolo clínico individualizado para cada aplicación clínica terapéutica. Pero las interacciones del láser y el tejido dependen tanto de los parámetros de láser utilizados como del tipo de tejido irradiado. El conocimiento de esos parámetros combinado con objetivos específicos de tratamiento permite la comprobación fiable por parte de la ciencia aplicada. Basadas en estas comprobaciones, se identifican reacciones adversas, se descubren parámetros mínimos y se define el tiempo mínimo de interacción para alcanzar el tratamiento objetivo, se establece así una práctica clínica basada en la evidencia científica.

Los odontólogos debemos limitar el uso del láser en Odontología al alcance de la práctica, al entrenamiento y/o capacitación, a la experiencia previa con indicaciones específicas de uso tras la comprobación anterior de la ciencia aplicada que, siguiendo protocolos clínicos confirmará la seguridad y eficacia [del uso del láser].

Este trabajo tiene por objeto demostrar la aplicabilidad real del láser de diodo InGaAsP de 980 nm de longitud de onda en la clínica odontológica principalmente en la Periodoncia y la Implantología mejorando la calidad de vida del paciente y de los tratamientos realizados.



# 2

## Introducción



# Introducción

# 2



## 2.1.- Introducción

El Láser, es una de las tecnologías que se han ido introduciendo paulatinamente en el ámbito médico y odontológico. La palabra LÁSER, corresponde al acrónimo en inglés de las palabras que definen este tipo de radiación como luz amplificada por la emisión estimulada de radiación: *"Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation"*.

El concepto de láser se remonta al año 1917, fecha en la que el físico alemán Albert Einstein postula su teoría de la emisión estimulada, base teórica del fenómeno láser y describe de forma empírica sus propiedades físicas (EINSTEIN, 1917). A pesar de que R. Landenberg verificó los pronósticos de Einstein en 1928, nadie pensó seriamente en construir un dispositivo basado en el fenómeno en cuestión hasta principios de los años cincuenta. Fue sobre el año 1954 cuando Nicolay G. Basov y Aleksander M. Prokhorov en el Instituto Lebedev de Moscú simultáneamente con Charles Hard Townes y Arthur L. Schawlow en los Estados Unidos de América establecieron las condiciones físicas generales necesarias para conseguir la amplificación de la luz a través de la emisión estimulada de la radiación. Sin embargo, no fue hasta el año 1960 cuando Theodore Maiman construye el primer máser óptico o aparato emisor de luz láser de la historia en el Hughes Research Laboratory de Malibú (EEUU) usando como medio activo un rubí sintético (MAIMAN, 1960). El láser de rubí diseñado por Maiman, contenía un medio activo sólido (el cristal tallado de rubí) y proporcionaba una emisión pulsátil de color rojo. En 1961, Ali Javan y sus socios W.R. Bennet Jr. y D.R. Herriott, trabajando en la Bell Telephone Laboratories, consiguieron una emisión láser de foma continua al excitar una mezcla de gases Helio-Neón mediante un campo de alta frecuencia (JAVAN *et al.*, 1961). Posteriormente, se han conseguido una gran variedad de sistemas de emisión láser tanto en función de sus componentes



(medio activo, sistema de bombeo, etc) como en función de las características de la radiación emitida (MARTI, 1997).

Los láseres se han empleado en Medicina prácticamente desde sus comienzos, la primera cirugía con láser se realizó en el Hospital Presbiteriano de Nueva York en 1961 y consistió en la retirada de un pequeño tumor de retina que impedía la visión. En 1962 se desarrolla el primer láser semiconductor y más tarde, en 1965, los doctores Sinclair y Knoll tras algunas modificaciones adaptan este tipo de radiación láser a la práctica terapéutica.

El desarrollo de la tecnología láser ha supuesto un gran avance en el área médica posibilitando grandes cambios en los procedimientos terapéuticos, reduciendo los tiempos quirúrgicos y mejorando el postoperatorio de los pacientes.

Dentro del campo de la Medicina, F.A. L'Esperance fue el primero en comunicar el empleo clínico del láser de Argón, en Oftalmología, en 1968 (L'ESPERANCE, 1968). Posteriormente, Strong y Jako informaron de la primera utilización clínica en Otorrinolaringología de un láser de dióxido de carbono (CO<sub>2</sub>) en 1972 (STRONG y JAKO, 1972). En 1977, Keifhaber y cols. notificaron la primera aplicación clínica de un láser de neodimio:itrio-aluminio-granate (Nd:YAG) en cirugía gastrointestinal (KEIFHABER *et al.*, 1977).

En los últimos años hemos asistido a la irrupción del láser en la Odontología. El láser no es, sin embargo, nuevo en este campo, de hecho la Odontología no se ha mantenido ajena a los avances de la tecnología láser ya que los primeros estudios "*in vitro*" datan de la década de los años sesenta, pero no es hasta los inicios de los años ochenta cuando se utiliza el láser en la práctica clínica odontológica.

Desde la fabricación del primer láser de rubí en 1960 por Theodore Maiman, la Odontología intentó aplicar dicho avance tecnológico en su área de conocimiento. En 1964, año en que se comercializa el primer láser de uso médico, el *Journal of Dental Research* publica un artículo sobre el efecto del láser sobre el esmalte y la dentina dental (STERN y SOGNAES, 1964).

Al año siguiente, Sognaes y Stern continúan sus trabajos de investigación sobre la utilización del láser en Odontología y vaporizan lesiones cariosas con láser de rubí determinando posteriormente la mayor resistencia a la disolución por ácidos del esmalte tratado con láser (STERN y SOGNAES 1964, 1965; 1972). De hecho la primera aplicación del láser de rubí en un diente "*in vivo*" fue realizada por el dermatólogo Leon Goldman en 1965. Goldman, habituado al uso en Dermatología del láser, utiliza el láser de rubí en un diente de su hermano odontó-

logo relatando tras el acto operatorio que el paciente no había sentido dolor, ni durante, ni después de la irradiación con el láser.

Las investigaciones sobre el uso del láser en el área de conocimiento de la Odontología se fueron sucediendo hasta que en 1988 en el Iº Congreso de Láser en Tokyo (Japón) presidido por el Profesor Hajime Yamamoto se fundó la ISLD (International Society of Laser Dentistry) pero es posteriormente, en mayo de 1990, cuando se inicia realmente la aplicación clínica del láser en Odontología al autorizar la FDA (*Food and Drug Administration*) un láser pulsado de Nd:YAG (Neodinio: itrio-aluminio-granate) para cirugía intraoral de tejidos blandos desarrollado por Myers y Myers y reconocido como el primer láser diseñado específicamente para su uso odontológico (MYERS *et al.*, 1989).

Actualmente, los avances técnicos y científicos se suceden rápidamente, se investigan nuevos tipos de láseres con propiedades y aplicaciones distintas de las que utilizamos, pudiendo ampliar su gama de indicaciones y aplicaciones terapéuticas posibles (MISERENDINO y PICK, 1995). La tecnología láser es un campo tan dinámico que lo que era un adelanto de laboratorio hace uno o dos años puede haberse convertido ahora, en un producto comercial de uso clínico habitual. Los láseres de CO<sub>2</sub>; Nd:YAG; Er:YAG, Ho:YAG, Cr:SiG y los láseres de diodos están hoy disponibles para su aplicación en las distintas especialidades odontológicas y existen láseres adecuados para cada tipo de tratamiento dentario (p.ej: blanqueamiento dental, desbridamiento surcular, raspaje y alisado radicular, preparación de cavidades, ablación selectiva de caries, cirugía de tejidos blandos, apicectomías, implantología,...) (WILSON, 1994; SULEWSKI, 2000).

## 2.2.- Historia y desarrollo del láser odontológico

Históricamente, la luz ha sido utilizada como agente terapéutico durante siglos. Ya en la Antigua Grecia, la exposición del cuerpo humano al Sol para restaurar la salud o helioterapia era empleada (DANIEL y HILL, 1991). En China, se usaba el Sol para tratar enfermedades de la piel, algunas psicosis y el raquitismo. Los efectos beneficiosos del Sol en el tratamiento del raquitismo empezaron a conocerse sobre el año 1700. El uso de la luz en general, como tratamiento de diversas patologías, se conoce en la medicina moderna como fototerapia. Más tarde, en el año 1903, un médico danés: Niels Ryberg Finsen (1860-1904) sentó las bases de la fototerapia al desarrollar una lámpara eléctrica de arco voltaico y emplearla con éxito en el tratamiento del lupus vulgar (infección de la piel producida por el bacilo de la tuberculosis, que se manifiesta con lesiones nodulares de color pardo rojizo localizadas, sobre todo, en la cara). Finsen comprobó que la luz del Sol o la que obtenía mediante concentración de luces eléctricas poseían propiedades bactericidas y bioestimulantes.

La lámpara de Finsen o luz de Finsen se obtenía al hacer pasar la luz solar o la que se obtiene mediante un arco voltaico a través de una solución amoniacal de sulfato de cobre que absorbía los rayos amarillos, rojos e infrarrojos del espectro constando por tanto, de radiación violeta y ultravioleta.

Poco después de introducido este agente terapéutico en el arsenal médico, el pediatra alemán Kart Huldshinsky (1883-1940) amplió sus indicaciones al demostrar en el año 1919 sus propiedades antirraquíticas. Después se trataron también, con rayos infrarrojos o ultravioletas, neuralgias, lumbagos, raquitismos y acné entre otras afecciones. Actualmente, se emplea igualmente la fototerapia en recién nacidos que presentan niveles elevados de bilirrubina en sangre. Las lámparas fluorescentes azules generan longitudes de onda específicas que ayudan a descomponer la bilirrubina en componentes hidrosolubles no tóxicos que son excretados posteriormente.

Civilizaciones antiguas, como por ejemplo la de la India fueron de las primeras en utilizar la fotoquimioterapia al emplear fotosensibilizadores exógenos para absorber la luz del Sol con una finalidad terapéutica. Así emplearon drogas llamadas "*psoralens*" obtenidas de plantas para tratar el vitíligo, se aplicaba una loción en la piel que era expuesta a la luz del Sol. Los egipcios también usaron "*psoralens*" para tratar enfermedades de la piel como la leucodermia. En 1974, se descubrió que la aplicación de "*psoralens*" combinada con la exposición a la radiación ultravioleta A (P.U.V.A.) era realmente efectivo en el tratamiento de psoriasis y vitíligo.



## El descubrimiento del “laser”

Los láseres médicos y odontológicos actuales se han beneficiado de décadas de investigación sobre la irradiación láser, basándose en la teoría de la resonancia óptica del campo de la mecánica cuántica, formulada en el inicio del siglo XX por el físico danés Niels Bohr, entre otros. Pero son las teorías atómicas de Albert Einstein, sobre la radiación controlada las que pueden considerarse el punto de partida de la tecnología láser. El mérito del desarrollo de la teoría de la emisión de radiación espontánea y estimulada es, generalmente atribuida a Einstein por su tratado *“Zur Quantum theorie der Stralung”* publicado en 1916. Y más concretamente, el artículo de Einstein sobre la emisión estimulada de energía radiante, publicado en 1917, se reconoce como la base conceptual de la ampliación óptica (EINSTEIN, 1917). En 1928, la teoría de Einstein fue revisada por R. Landberg, pero en aquel momento no existían los medios técnicos necesarios para producir un aparato de láser funcional (SULEWSKI, 2000).

Durante la década de los años 30 y 40 se progresa en el conocimiento sobre los niveles energéticos de átomos y moléculas, y se avanza en el desarrollo de innovador material óptico avanzado lo que condiciona de manera muy importante la fabricación de un aparato de láser.

Años más tarde, el físico estadounidense C.H. Townes amplificó por primera vez las frecuencias de las microondas mediante un proceso de emisión estimulada y empezó a emplearse el término máser. Máser es el acrónimo de *“Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation,”* -amplificación de microondas mediante emisión estimulada de radiación- que es, como se deduce de la denominación misma, un amplificador de microondas de muy bajo ruido, lo que describe el principio básico de actuación del láser (GORDON *et al.*, 1955). Este primer aparato funcionaba de manera poco convencional para entonces, empleando directamente la interacción mecánico-cuántica de la materia con la energía radiante. En 1958, A.L. Shawlow y C.H. Townes proponen la extensión del principio del máser a la porción óptica del campo electromagnético y surge entonces el concepto de láser *“Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation,”* –amplificación de la luz mediante emisión estimulada de radiación- (SCHAWLOW y TOWNES, 1958). Posteriormente, en 1960 Theodore H. Maiman construye el primer aparato de láser funcional, un láser pulsado de rubí que emitía una luz de longitud de onda 6943 nm (MAIMAN, 1960). Se trataba de un dispositivo con capacidad para producir un rayo intenso de luz visible o radiación infrarroja casi sin divergencia, monocromático y coherente.

Aunque las condiciones físicas generales necesarias para conseguir la amplificación de la luz a través de la emisión estimulada de la radiación fueron es-

tablecidas por primera vez en 1958, por Arthur L. Schawlow y Charles H. Townes del Instituto Tecnológico de Massachussets, el premio Nobel de Física por el desarrollo del láser fue concedido de forma compartida a C. H. Townes (U.S.A.), Nikolai Gennadievich Basov y Alexander Mikhailovich Prokhorov de la ex Unión Soviética en 1964 por sus trabajos en el campo de la Óptica. Y un año después del invento de Theodore Maiman, Leon Goldman crea el primer laboratorio médico con láser en la Universidad de Cincinnati en 1961.

## El laser en odontología

El inicio de la década de los años sesenta fue testigo del inicio de las investigaciones con láseres en Odontología, centrado fundamentalmente en el desarrollo de los parámetros básicos del láser y de aparatos de uso específico para el campo odontológico.

Casi inmediatamente después del desarrollo del láser de rubí por Maiman (1960), los investigadores postularon que éste podría ser aplicado en la terapéutica dental (WIGDOR *et al.*, 1995). Muchas de estas investigaciones iniciales en el ámbito de la Odontología emplearon empíricamente el láser de rubí para estudiar la interacción tisular con el esmalte y la dentina, debido a que el láser de rubí sintético era el único material empleado de forma habitual como medio activo de los láseres en esos primeros años. Este hecho provocó, debido a los pésimos resultados obtenidos, un retraso en el desarrollo del láser odontológico.

La investigación en el láser de uso dental se inició en 1963, en la Universidad de California (Los Ángeles) donde los investigadores Ralf H. Stern y Reidor F. Sognnaes fueron los precursores de las investigaciones sobre el efecto térmico del láser de rubí en los tejidos duros y materiales de restauración odontológica. Ambos investigadores describieron el desarrollo de cráteres y la fusión del esmalte, así como la penetración y destrucción de la dentina ocasionada tras la aplicación de un pulso de un milisegundo del láser de rubí de 500 a 2000 J/cm<sup>2</sup> (STERN y SOGNNAES, 1964). Posteriormente, estos mismos investigadores llevaron a cabo experimentos en los que observaron bajo parámetros específicos de exposición al láser de rubí un aumento de la resistencia a la penetración del ácido en el esmalte, sugiriendo así, una posible aplicación del mismo para la prevención de caries (STERN y SOGNNAES, 1972).

En 1968, J. Vahl empleó la microscopía electrónica y la difracción de rayos X para estudiar los efectos de la irradiación láser sobre el esmalte. Sus estudios demostraron claramente que se producían cambios ultraestructurales y cristalográficos en respuesta a la irradiación láser (VAHL, 1968).

La primera noticia de exposición del láser en un diente vital humano aparece en 1965, cuando Leon Goldman aplicó dos pulsos de láser de rubí en un diente de su hermano Bernard -que era dentista- (GOLDMAN *et al.*, 1965). Con esta primera experiencia clínica del láser en el ámbito odontológico se demostraba la ausencia de dolor y un daño superficial de la corona. Irónicamente el primero que aplicó la tecnología láser intraoralmente fue un médico y el primer paciente fue un dentista.

Desafortunadamente los resultados de las primeras investigaciones sobre el empleo del láser de rubí en Odontología no fueron nada favorables. La mayor parte de los resultados fueron desfavorables y se atribuían a la interacción destructiva de su longitud de onda sobre el tejido duro. Los efectos histológicos del láser de rubí en la pulpa dental fueron documentados por Taylor y cols. en 1965 (TAYLOR *et al.*, 1965) En un estudio "*in vivo*" observaron la necrosis hemorrágica y la interrupción del barrillo dentinario en los incisivos de animales de laboratorio, los cuales habían sido expuestos a pulsos de 3mseg del láser de rubí.

Esta primera respuesta del daño extensivo en la pulpa y de la destrucción provocada con el láser de rubí fue más tarde confirmada por Adrián y cols. incluso con una importante reducción de la potencia empleada (ADRIÁN *et al.*, 1971;1977). Estos y otros estudios contribuyen a descartar el láser de rubí como herramienta dental. A finales de los años sesenta, la mayor parte de los investigadores dentales estaban de acuerdo en que los altos niveles de energía requeridos para remover la estructura dentaria por el láser de rubí reportaban un daño térmico severo para los tejidos vivos dentales (pulpa dentaria).

Desde entonces y hasta principios de los años ochenta, los investigadores no cesaron en la búsqueda de otro tipo de láseres que permitieran una mayor eficacia en su aplicación sobre tejidos duros dentales. En los EE.UU, Stern en UCLA y Lobene en el Forsyth Dental Center de Boston, centraron su atención en el láser de CO<sub>2</sub>. Su longitud de onda de 10.6  $\mu$ m era bien absorbida por el esmalte y aplicaron el láser de CO<sub>2</sub> en la superficie del diente, para el sellado de fisuras en la prevención de la caries dental y en el soldado de materiales cerámicos al esmalte dentario (LOBENE y FINE, 1966; LOBENE *et al.*, 1968; STERN *et al.*, 1972).

Casi simultáneamente en Finlandia, Kantola y cols. (1972, 1973) trabajando con el láser de dióxido de carbono sobre dientes, llevaron a cabo una serie de estudios con microscopio electrónico de barrido, distracción de rayos X y técnicas de microanálisis de penetración de electrones que demostraron los cambios físicos y químicos que resultaban de la exposición del esmalte y la dentina a esta longitud de onda. Mientras estos estudios confirmaban la capacidad del láser de CO<sub>2</sub> para inducir resistencia a la penetración del ácido en el esmalte, el intento

de usar este láser para sellado de fisuras, soldado o fusionado de materiales con hidroxiapatita al esmalte fue un fracaso debido a la excesivamente alta temperatura generada durante el proceso (STEWART *et al.*, 1985).

Posteriormente, Melcer y cols. fueron progresivamente desarrollando la aplicación clínica del láser de CO<sub>2</sub> para la vaporización de caries, estos investigadores registraron un éxito en el tratamiento de 1000 pacientes tratados con láser para la remoción de caries (MELCER *et al.*, 1984). Más tarde concluyeron, en un estudio con animales "*in vivo*" (MELCER *et al.*, 1987), que el láser podía inducir la formación de dentina secundaria y la esterilización de la dentina y la pulpa expuesta.

Las investigaciones y los estudios de la posible la aplicación de otros tipos de láseres en el ámbito de la Odontología se fueron sucediendo paulatina y simultáneamente. El primer artículo sobre la aplicación dental de neodimio láser en tejidos orales vitales en animales de investigación fue realizado en 1974 por Yamamoto y Ooya, en Tohoku en la Universidad de Odontología (Japón) (YAMAMOTO y OOYA, 1974). En una serie de experimentos posteriores demostraron además que el Nd:YAG era una herramienta eficaz para inhibir la formación de caries incipiente "*in vivo*" e "*in vitro*" (YAMAMOTO *et al.*, 1974; YAMAMOTO y SATO, 1980). Estos estudios demostraron el potencial del láser de Nd:YAG, de 1064 nm de longitud de onda, para fusionar del esmalte dental a alta potencia (1 GW/cm<sup>2</sup>) y hacerlo más resistente a la posterior disolución ácida.

Simultáneamente, J.C. Adrián que trabajaba en el USA Army Institute de Investigaciones Dentales, empleó el láser de Nd:YAG en dientes y estudió su efecto sobre la pulpa dental y su empleo para el sellado de aleaciones dentales (ADRIÁN, 1977; ADRIÁN y HUGET, 1977).

Mientras las investigaciones en el campo odontológico continuaban en la búsqueda de la longitud de onda ideal para la aplicación del láser sobre los tejidos duros dentales, un enorme avance se realizó en el campo de la Medicina y concretamente en la cirugía con láser.

La Oftalmología fue la primera especialidad en aplicar el láser de rubí con éxito en el tratamiento de la cirugía de retina a principios de los años sesenta. El uso del láser de Argón, del láser de CO<sub>2</sub>, o de los láseres de Neodimio por otras especialidades quirúrgicas médicas no se desarrolló hasta la década de los setenta (JAMA, 1986). Fueron numerosas las investigaciones realizadas empleando el láser de CO<sub>2</sub> para varios procedimientos quirúrgicos que fueron publicadas en la literatura médica entre 1960 y principios de los años 70. A mediados de 1970, la cirugía con láser en Medicina llegó a ser, aunque no rutinaria, más utilizada y otras especialidades médicas se fueron beneficiando de las ventajas del uso de la tecnología láser como la Dermatología, la Cirugía Estética, la Otorrinolaringolo-

gía,... Los avances en el campo quirúrgico médico fueron aplicándose también a la cirugía oral. Así, la introducción del láser para tejidos blandos en Cirugía Oral, vino a través de la interacción entre la Cirugía Maxilofacial, la Otorrinolaringología y otras cirugías intraorales. La primera referencia de la de aplicación del láser en Cirugía Maxilofacial fue firmada por Lenz y cols., quiénes usaron el láser de Argón para abrir una ventana sinusal (LENZ *et al.*, 1977). Posteriormente, Pecaro y Garehime, en la Universidad del Noroeste de Chicago (North-Western University Dental School) describieron una amplia gama de ventajas en la aplicación del láser de CO<sub>2</sub> en Cirugía Oral y Maxilofacial (PECARO y GAREHIME, 1983).

En enero de 1987, la FDA (*Food and Drug Administration*) dio su aprobación a la empresa Pfizer Laser Company para la comercialización de un láser portátil de CO<sub>2</sub> de 10 vatios de potencia. Estos primeros láseres de CO<sub>2</sub> fueron sistemas de aplicación otorrinolaringológica. Durante los años ochenta, un cierto número de artículos aparecieron en la literatura médica sobre la aplicación de este tipo de láseres, así por ejemplo, los ingleses Fisher y Brame emplearon el láser de CO<sub>2</sub> en el tratamiento de lesiones benignas y premalignas (FISHER *et al.*, 1983; FISHER y FRAME 1984; FRAME *et al.*, 1985 a,b). La utilización de este láser se fue extendiendo y fueron varios los autores que han referido: su excelente hemostasia, la visibilidad durante el procedimiento quirúrgico, la minimización el daño en tejidos adyacentes, la reducción de la hinchazón, el dolor e infección postoperatorios y una ausencia de cicatrices y contracción de las heridas quirúrgicas (HALL, 1971; FISHER *et al.*, 1983; PECARO y GAREHIME, 1983; FRAME *et al.*, 1984; FRAME, 1985).

Las ventajas de la aplicación del láser de CO<sub>2</sub> fueron empleadas por primera vez en la cirugía periodontal por J.M. Pick y cols. (PICK *et al.*, 1985). La tecnología láser fue aplicada para conseguir hemostasia en las gingivectomías de aquellos pacientes que presentaban desórdenes de coagulación, éste fue quizás el primer paso que generó la expansión del uso del láser en la práctica odontológica general. Sin embargo, el láser de CO<sub>2</sub> presentaba importantes limitaciones para su aplicación sobre tejidos duros (esmalte, dentina o cemento) (TAYLOR *et al.*, 1965). Otras aplicaciones del láser de CO<sub>2</sub> a baja energía como el sellado de fisuras (STEWART *et al.*, 1982), la prevención de caries (NELSON *et al.*, 1986), el grabado de esmalte (COOPER *et al.*, 1988; LEIBERMAN *et al.*, 1984) o la desensibilización dentinaria son aplicaciones aceptadas del láser de CO<sub>2</sub> en la práctica clínica diaria.

La gran multitud de procedimientos quirúrgicos médicos y también odontológicos desarrollados aplicando la tecnología láser demostraron la incuestionable superioridad del láser descrito en los avances mencionados previamente.

## Historia del láser odontológico

El interés por intentar emplear el láser en la clínica odontológica diaria fue promovido por un dentista general de Michigan, el Dr. Ferry Myers que insistió en la búsqueda de una longitud de onda que pudiera ofrecer mayores ventajas que las del láser de CO<sub>2</sub>. De hecho, el Dr. Ferry Myers y su hermano, William, un oftalmólogo, empezaron a trabajar con el láser de Nd:YAG en sus experimentos de eliminación de caries incipiente ya que se trataba de un láser de uso oftalmológico muy extendido a mediados de los años 80 (MYERS y MYERS, 1985; 1989). Más tarde, comenzaron a desarrollar el verdadero primer sistema de láser dental, el cual indudablemente constituiría el punto de inicio de la posterior revolución del láser en Odontología. No sólo realizaron la introducción del dLase-300 láser fabricado por Sunrise Technologies Inc, (Sunnyvale, CA) para American Dental Laser (Birmingham, MI) y diseñado exclusivamente para aplicaciones en el campo de la Odontología, sino que a consecuencia de éste se desarrollaron otros para satisfacer las demandas creadas (MYERS *et al.*, 1989). Inmediatamente estos nuevos aparatos de uso dental fueron aprobados por el Medical Device Division of the Food and drug Administration en los Estados Unidos de América (FDA). Surgen agrupaciones de usuarios de láser, sociedades y diversas organizaciones con el propósito de formar y mostrar casos clínicos de su uso (GOAL, 1989).

Este incremento de usuarios conlleva una mayor demanda por parte de los pacientes a ser atendidos mediante técnicas láser. Aunque la población ya conocía la aplicación de la tecnología láser en la Medicina, especialmente en la Oftalmología, poco a poco, fueron conociéndose sus aplicaciones en la clínica odontológica. De este modo y paulatinamente la demanda poblacional forma parte del significativo aumento en el desarrollo y empleo de la tecnología láser en Odontología. Así muchos dentistas reconocerían el láser no sólo como un elemento de extraordinaria precisión y utilidad, sino también como un elemento asombroso de marketing (SHULKIN y SHULKIN 1991; CHANTHABOURY y IRINAKIS, 2005).

Es a partir de 1990, cuando el uso del láser odontológico en Estados Unidos comienza a ser continuado, al menos en términos clínicos. Tras la aprobación, en mayo de 1990 por la FDA de este primer láser desarrollado por Myers y Myers, se suceden otras acreditaciones destacables en el campo de la Odontología láser (MYERS, 2000) como:

- endurecimiento de materiales de resina compuesta o composites (junio 1991, HGM Medical Laser Systems, Salt Lake City, UT).
- blanqueamiento dental (diciembre 1995, ILT Systems, Salt Lake City, UT).
- desbridamiento sulcular (marzo 1997, American Dental Technologies, South-field, MI).

- eliminación de caries y preparación de cavidades (mayo 1997, Premier Laser Systems, Irvine, CA).
- eliminación de la pulpa coronal (agosto 1998, Premier Laser Systems, Irvine, CA).
- ablación selectiva de caries de esmalte (mayo 1999, American Dental Technologies, South-field, MI).

Todo ello supuso la utilización clínica de láseres de distintas longitudes de onda, por ejemplo el láser de Argón se utiliza para la polimerización de compo- sites (al estimular la reacción química que afecta al fotoiniciador canforoquinona presente en las resinas compuestas o composites) y el blanqueamiento dental (al acelerar térmicamente la oxidación de sustancias blanqueadoras). Otros lá- seres de uso quirúrgico para tejidos blandos intraorales son los láseres de Nd: YAG, de CO<sub>2</sub>, de diodo empleados en cirugía periodontal, en el desbridamiento sulcular, o en el tratamiento quirúrgico de lesiones intraorales.



## 2.3.- Principios físicos del láser

### GENERALIDADES

El acrónimo láser (*light amplification by stimulated emission of radiation*-amplificación de luz mediante emisión estimulada de radiación) describe de manera concisa las cualidades físicas de un aparato de láser y los fundamentos de su aplicación clínica.

En un intento de buscar una explicación a la naturaleza de la luz, se formularon a través de los siglos, varias teorías siendo alternativamente de tipo corpuscular y ondulatorio, lo que posteriormente llevó a que se aceptase la dualidad onda-corpúsculo de la luz. La luz presenta, por tanto, una doble naturaleza: ondulatoria y corpuscular, manifestándose preferentemente una u otra según el fenómeno que se experimente. Así, a mediados del siglo XVII, Newton concibe la luz como la transmisión del flujo de partículas, dando lugar a la Teoría corpuscular de la luz. Contemporáneo de Newton, el holandés Christian Huygens (1629-1695) supuso que la propagación de la luz era un fenómeno ondulatorio que tenía lugar en un medio llamado “éter” que lo llenaba todo, incluso el vacío. Huygens con su Teoría ondulatoria establece que la luz es una radiación electromagnética. Pero fue a principios del siglo XX, cuando Louis De Broglie, encuentra una relación entre ambas teorías al proponer que si la luz tiene una doble naturaleza ondulatoria y corpuscular, también las partículas materiales, por simetría han de tener esa doble naturaleza. Sin embargo, fue la Hipótesis de los “cuantos” de Planck en 1900, la que permitió a Albert Einstein establecer la teoría de que las radiaciones electromagnéticas, la luz visible entre ellas, no se propaga en ondas continuas sino formando “paquetes” de ondas. Para Planck, los átomos excitados emiten o absorben energía en cantidades definidas que denominó “cuantos” o fotones. Según Einstein éstos no son sólo “paquetes de energía”, sino que son, al mismo tiempo, masa relacionadas ambas en la famosa ecuación:

$$E = m c^2$$

En la que E es la energía, m la masa de la partícula en reposo y c la velocidad de la luz. Por tanto, la luz es una forma de energía electromagnética que viaja en forma de ondas, a una velocidad constante. La unidad básica de esta energía radiante se denomina fotón o cuanto de luz.

Aplicando las Teorías de Planck y Einstein, Townes y Schawlow establecieron los principios básicos del láser (SCHAWLOW y TOWNES, 1958); lo que condujo a la fabricación del primer láser visible por Maiman en 1960 (MAIMAN 1960). La



teoría del láser supone el conocimiento de tres conceptos físicos básicos: niveles de energía, inversión de población y emisión estimulada (HECHT, 1994; SILFVAST, 1996; SLINEY y WOLBARSH, 1980). Estos conceptos resultan de la Teoría Cuántica de la Física postulada por primera vez por el físico danés Niels Bohr. Los átomos y moléculas tienen distintos niveles de energía. Los electrones pueden ocupar uno o más de estos niveles de energía y moverse de uno a otro. La mayoría de los electrones ocupan el nivel de energía más bajo, pero pueden moverse de un nivel de energía ( $E_0$ ) a otro nivel mayor ( $E_2$ ) por la absorción de energía de una fuente externa. Cuando un átomo libera la energía que ha absorbido, se libera un fotón, la unidad más pequeña de energía. Si un fotón es absorbido su energía no se destruye sino que pasa a aumentar el nivel de energía de los átomos y moléculas de la estructura que lo absorbe. Esto es un concepto básico para la física del láser y de los tejidos sobre los que interaccionan. Un átomo puede absorber un fotón y éste deja de existir pasando un electrón de dicho átomo a un nivel de energía superior. Así, el átomo pasa a un estado de excitación, este átomo es inestable y tenderá pronto a su estado inicial devolviendo la energía almacenada en forma de fotón. Esta emisión de energía se denomina *emisión espontánea*. Posteriormente, Einstein utilizó el concepto y elaboró la teoría de que el átomo ya excitado puede absorber energía cuántica adicional, lo que produciría la liberación de dos fotones idénticos desplazándose como una onda coherente. El resultado de la emisión estimulada es de dos fotones de la misma longitud de onda viajando en la misma dirección, ambos fotones oscilan juntos en la misma fase y con las mismas oscilaciones. A su vez, estos fotones pueden excitar más átomos que emiten más fotones idénticos, lo que a lugar a la amplificación de la energía lumínica y la producción de un haz de láser. En un pequeño espacio a la velocidad de la luz estos fotones reaccionan produciendo un intenso flash monocromático (misma longitud de onda) de luz coherente (misma fase): un haz de láser.

Las ondas lumínicas producidas por el láser son una forma específica de energía electromagnética. El espectro electromagnético abarca desde los rayos X, cuya longitud de onda es de aproximadamente  $10^{-12}\text{m}$  a las ondas de radio, cuyas longitudes de onda pueden ser de varios miles de metros. Todos los sistemas de láser disponibles para uso odontológico tienen longitudes de onda comprendidas entre  $0.5\text{ }\mu\text{m}$  ( $500\text{ nm}$ ) y  $10.6\text{ }\mu\text{m}$  ( $10\text{ }600\text{ nm}$ ) del espectro electromagnético.

## Componentes de un aparato de láser

Un láser es, hoy en día, un aparato simple; consta de un medio de difusión del láser ( $\text{CO}_2$ , Neodinium, Argón...), una cavidad óptica, una fuente de energía, y un sistema de refrigeración.

Para contener y amplificar el fotón resultante de la estimulación en una población de átomos excitados, es necesaria una cavidad óptica. Esta cavidad consta de dos espejos paralelos a cada lado del medio de propagación del láser. Los fotones chocan contra los espejos y vuelven al medio para estimular a más fotones. Los espejos coliman la luz, es decir, se sitúan perfectamente perpendiculares en el interior del medio. El proceso no es 100% eficaz, alguna energía se disipa en forma de calor, por lo que es necesario un sistema de refrigeración. Un espejo es totalmente reflexivo y el otro es parcialmente transmisor, la luz que escapa a través de este último, es el rayo del láser. Si la energía en circulación es de 1000 W y si existe una transmisión de un 10%, luego el poder de retorno es de 900 W y la excitación del rayo del láser es de 100W.

Los tipos exactos de átomos y moléculas contenidas en el medio determinan la longitud de onda del rayo de salida del láser. La emisión estimulada con una cavidad óptica genera un rayo de luz colimado, coherente y monocromático. El láser es, básicamente un dispositivo que emite un tipo muy especial de luz caracterizada por cuatro puntos básicos:

- intensidad: la luz láser es intensa, la intensidad es una medida de la potencia por unidad de superficie.
- direccionalidad: los haces de luz láser tienen todos la misma dirección y no se dispersan como los demás haces de luz.
- coherencia: toda la energía electromagnética de los fotones coinciden en el tiempo y en el espacio originando un frente de ondas en concordancia de fases (coherencia espacial y temporal).
- monocromaticidad: todos los fotones emitidos tienen la misma longitud de onda, es decir, la luz láser es de un solo color.

Un láser se denomina dependiendo del contenido del medio activo y de su estado de suspensión, longitud de onda, sistemas de aplicación, modos de emisión y aplicaciones clínicas, por ejemplo: láser de CO<sub>2</sub> o láser de gas de Argón,...

Pero una vez producido el haz de luz láser debe ser posible liberarlo a un tejido diana de forma ergonómica y precisa. En los láseres de uso dental se emplean dos sistemas de liberación. Uno es un guía-ondas o tubo hueco flexible que tiene un acabado interior brillante. La energía se refleja a lo largo de este tubo y sale a través de un aplicador situado en el extremo quirúrgico, de forma que el haz barre el tejido sin contacto (sin tocar directamente el tejido). El segundo sistema, consiste en un cable de fibra óptica de vidrio que permite su utilización con o sin contacto. En el empleo sin contacto, el haz se dirige al tejido diana con cierta distancia de separación, la pérdida de sensación táctil exige que el operador preste especial atención a la interacción del tejido con la energía láser.

La mayoría de los láseres dentales invisibles están equipados con un haz-guía visible que se libera coaxialmente a lo largo de la fibra óptica o del guía-on-das y sirve para mostrar al operador el punto exacto donde se enfoca la energía láser.

El sistema láser puede emitir la energía de tres modos básicos. El primero, es la onda continua: el operador acciona el pedal y se emite continuamente un haz con un nivel de energía determinado mientras el dispositivo está activado. El segundo, se denomina modo de pulsos conmutados y se caracteriza por la presencia de una alternancia periódica de la energía láser que se activa y desactiva (en unos pocos mseg), de modo similar a la luz intermitente. Este tipo de emisión se consigue mediante la apertura y cierre de un obturador mecánico situado en la trayectoria del haz de emisión de onda continua. El tercer modo, se denomina modo pulsado asíncrono, la emisión de energía láser es máxima durante un período extremadamente corto (generalmente  $\mu$ seg) seguido de un intervalo relativamente prolongado en el que el láser está desactivado. El control de la secuencia de emisión es informático y no mecánico como ocurre en los dispositivos conmutados.

De cualquier forma, el principio básico de cualquier modo de emisión del láser es que la energía lumínica barre el tejido durante un tiempo determinado produciendo una interacción térmica. Si empleamos el láser en la modalidad de pulsos, bien conmutado o asíncrono, el tejido diana dispone de cierto tiempo para enfriarse antes de que se emita el siguiente pulso de energía láser. En el modo de onda continua, el operador debe interrumpir manualmente la emisión del láser para que pueda producirse la relajación térmica del tejido (enfriamiento).

## 2.4.- Interacciones tisulares del láser

### GENERALIDADES

Existen distintos tipos de láseres de uso médico y odontológico que emiten prácticamente en toda la gama de frecuencias, tanto del espectro electromagnético visible como del infrarrojo o ultravioleta. Básicamente los láseres se clasifican en dos grandes grupos, según su potencia y capacidad de interacción con los tejidos: los láseres de alta intensidad de energía o láseres quirúrgicos denominados en inglés *High Intensity Laser Treatment* (HILT) y los láseres de baja intensidad de energía o láseres no quirúrgicos, denominados *Low Intensity Level Laser Treatment* (LILT) o *Soft Lasers*.

A su vez, los distintos tipos de láseres se diferencian en la sustancia empleada como medio activo (en su estado: sólido, líquido, gaseoso o diodo y en sus componentes: He-Ne, CO<sub>2</sub>,...) que determina una longitud de onda característica, una mayor o menor potencia y, unas propiedades y efectos específicos sobre los tejidos estableciendo así sus aplicaciones clínicas. Comúnmente el medio activo cede su nombre al láser y así, hablamos de láser de Helio-Neón, láser de CO<sub>2</sub>,...

Los láseres de alta intensidad o quirúrgicos (HILT) producen un efecto térmico sobre el tejido irradiado. Dentro de este grupo se encuentran fundamentalmente, los láseres de CO<sub>2</sub>, Argón, Nd-YAG, Ho-YAG, Er: YAG y los láseres de diodo.

Los láseres de baja intensidad de energía (LILT) o también denominados láseres blandos o terapéuticos en cambio, no producen aumento de temperatura; presentan efectos especiales como la bioestimulación que mejora la cicatrización, efectos analgésicos y efectos antiinflamatorios que permiten un uso de forma aislada o como coadyuvante en tratamientos convencionales. Dentro de este grupo se encuentran por ejemplo: el láser de diodo semiconductor (ArGa) o el láser de He-Ne.

La radiación láser debe ser absorbida para producir un cambio físico y/o químico que resulte en una respuesta biológica o un potencial efecto terapéutico. Una vez observada la respuesta biológica, debemos determinar la dosis de radiación de una determinada longitud de onda y el número de dosis necesarias para producir un mejor efecto terapéutico. El tratamiento con láser debe estar basado en un protocolo clínico individualizado para cada aplicación clínica (STABHOLZ *et al.*, 2003).

La energía de un láser interactúa con el tejido diana de cuatro formas distintas, dependiendo de las propiedades ópticas del tejido y la longitud de onda utilizada. La primera interacción es la *reflexión*, una porción del rayo incidente puede reflejarse en la superficie sin penetración o interacción de la energía lumínica sobre el tejido. Se trata del reflejo del haz sobre sí mismo desde la superficie del tejido, lo que carece de efecto sobre el tejido diana.

La segunda interacción es la *absorción de la energía* láser por el tejido diana previsto. Se trata del efecto que espera conseguirse con la aplicación del láser y depende de las características tisulares, como la pigmentación y el contenido acuoso, y de la longitud de onda del láser y el modo de emisión.

La tercera interacción es la *transmisión de la energía* láser directamente a través del tejido, sin ningún efecto sobre el tejido diana. Esta interacción también depende en gran medida de la longitud de onda del láser.

La cuarta interacción es la *dispersión* de la luz láser. La luz remanente puede penetrar el tejido y dispersarse sin producir un efecto notable sobre el tejido. La dispersión del haz de láser podría transferir calor a los tejidos adyacentes a la zona de aplicación con aparición de algún tipo de lesión térmica no deseada. En el efecto térmico de la energía láser sobre el tejido influye principalmente el contenido acuoso y el aumento de temperatura del tejido.

La interacción del láser con el tejido constituye un proceso complejo que comienza con un incremento de la temperatura en la zona de interacción. Por encima de 45°C no se producen cambios orgánicos esenciales y no existe daño tisular irreversible. Entre 45°C y 50°C, tienen lugar cambios enzimáticos y se desarrolla edema. Cuando la temperatura tisular alcanza aproximadamente 60°C, se inicia la desnaturalización de las proteínas sin vaporización del tejido subyacente. Este fenómeno es útil para la eliminación quirúrgica del tejido granulomatoso enfermo. Cuando la temperatura del tejido diana aumenta hasta 100°C se produce la vaporización del agua contenida en su interior. Como el tejido blando contiene mucha agua, la excisión del tejido blando comienza a esta temperatura. Si la temperatura tisular aumenta hasta 200°C, se deshidrata, a continuación se quema y el resultado final es la carbonización. El carbono es un absorbente potente de todas las longitudes de onda, por lo que el tejido carbonizado puede convertirse en un canal de calor si continúa la aplicación de energía láser. La conducción de calor ocasiona entonces una lesión térmica colateral de gran magnitud en un área extensa. El efecto principal y beneficioso de la energía láser es la absorción de la luz láser por el tejido biológico. La cirugía láser optimiza estos efectos fotobiológicos, las incisiones y las escisiones quirúrgicas limpias, precisas y con hemostasia son algunas de las ventajas de los láseres en cirugía. Además, los láseres también

tienen efectos fotoacústicos, así la energía láser aplicada en forma de pulso sobre los tejidos duros dentales puede producir una onda de choque responsable de la explosión o pulverización del tejido con la consiguiente creación de un cráter poroso.

Es importante reconocer que estas interacciones del láser sobre el tejido no son excluyentes, ocurren comúnmente en proporciones variables. Esto puede ser atribuido a las variaciones químicas y moleculares encontradas en los distintos sistemas biológicos y tejidos. En la mayor parte de los casos la extensión de la interacción es directamente proporcional al nivel de absorción por el tejido de las distintas longitudes de onda. El complejo sistema biológico se compone de una gran variedad de elementos celulares y fluidos tisulares, cada uno con distintas características de absorción óptica. La respuesta particular que puede manifestar un tejido después de interactuar sobre él la luz del láser, no depende sólo de la longitud de onda de la misma, sino también de otras variables o parámetros, como la densidad de potencia y el tiempo de exposición. Secundariamente también la respuesta del tejido sometido a una dosis determinada va a depender de si la radiación láser es aplicada de forma continua o a intervalos determinados (HELFMANN, 2003). Generalmente las emisiones de láser de baja intensidad y larga duración son menos destructivas e inducen sus efectos a nivel celular y molecular, dando lugar a procesos fotoquímicos.

Todos los aparatos de láser tienen partes internas comunes, pero sistemas de administración y modos de emisión diferentes. La longitud de onda del láser afecta a algunos componentes del tejido diana; el contenido acuoso, el color del tejido y su composición química influyen en la absorción de la energía láser.

El diámetro del haz de láser afecta a la densidad de energía en la superficie tisular. Cuanto menor sea el haz, mayor es la densidad de energía. La consecuencia de utilizar una fibra menor es que produce una transferencia térmica muy superior desde el láser al tejido y un aumento correspondiente de la absorción de calor en un área menor.

El tiempo durante el que el haz barre el tejido diana influye en la velocidad de aumento de la temperatura tisular. Este tiempo puede regularse mediante la frecuencia de repetición del modo de emisión del láser pulsado. Igualmente la incorporación de una unidad de enfriamiento del tejido, mediante por ejemplo el uso de un pulverizador de agua, o aire, o de una sonda de aspiración de alta potencia sobre el tejido también condiciona la velocidad de vaporización.

Existen además propiedades específicas de los tejidos que deben considerarse (ROGGAN *et al.*, 2003). Los tejidos que presentan un alto coeficiente de

absorción para una longitud de onda en particular se denominan “*cromóforos*”. De hecho todos los tejidos presentan propiedades de absorción específicas que determinan el comportamiento de los mismos ante la acción de la radiación láser. La hemoglobina y la melanina son cromóforos al presentar una respuesta significativa ante la interacción de la radiación láser sobre ellas. La hemoglobina interactúa ante longitudes de onda de 488 y 514 nm, esta propiedad es aprovechada por el láser de argón para conseguir coagulación y hemostasia. Esta propiedad de la hemoglobina se ha utilizado con éxito en el tratamiento dermatológico con láser de manchas de vino, angioplastias o varices.

De lo expuesto se deduce que para determinar la clase de interacción existente entre la luz del láser y los tejidos biológicos deben relacionarse los parámetros del tejido biológico y los parámetros de la luz láser empleada en la irradiación (KNAPPE *et al.*, 2004).

## Efectos tisulares de la irradiación láser

Cuando la energía del haz de láser es absorbida por un tejido se producen cuatro tipos de interacciones: interacciones fotoquímicas, interacciones fototérmicas, interacciones fotomecánicas, interacciones fotoeléctricas o fotoionizantes.

La mayor parte de los efectos clínicos de aplicación de láser se pueden agrupar en estos cuatro efectos. Y como consecuencia podemos entrelazar dichas interacciones con aplicaciones clínicas de los mismos.

Las interacciones fotoquímicas, incluye la fotoestimulación que conlleva la estimulación de los tejidos interviniendo en los procesos moleculares de cicatrización y reparación que ocurren normalmente en los tejidos. Distinguimos la “terapia fotodinámica” que induce reacciones tisulares para el tratamiento de determinadas condiciones patológicas; y la “reemisión fosforescente” o “fluorescencia tisular”, la cual puede ser usada como un método diagnóstico para detectar sustancias reactivas a la luz en los tejidos.

Las interacciones fototérmicas se manifiestan clínicamente como la “fotoablación”, o la eliminación de tejidos mediante la vaporización o la eliminación de tejidos por vaporización y sobrecalentamiento de fluidos tisulares; coagulación y hemostasis; y fotopirólisis.

Las interacciones fotomecánicas, incluyen la “fotodisociación” que permite la separación de estructuras mediante la luz del láser; y la “fotoacústica” que permite la eliminación de tejidos mediante la generación de ondas de choque.



Las interacciones fotoeléctricas, incluye la “fotoplasmólisis”, descrita como la eliminación de tejidos a través de la formación de iones cargados eléctricamente y partículas que existen en estado semi-gaseoso, estados de alta energía.

## Interacción fototérmica

Esta clase de interacciones son las más frecuentes en la mayor parte de las aplicaciones médicas y odontológicas del láser. Las principales aplicaciones quirúrgicas del láser están basadas en la conversión de la luz láser en calor. Por su importancia clínica se han desarrollado amplias investigaciones con el fin de determinar la respuesta biológica de los tejidos ante la generación de calor por acción de la irradiación del láser. Los efectos fototérmicos en los tejidos ocurren al emplear alta energía (de 1 a 10.000 J/cm<sup>2</sup>) y tiempos de exposición más cortos.

En estas interacciones la energía lumínica absorbida por las sustancias y moléculas tisulares se convierte en energía calorífica, lo que provoca un efecto tisular. La cantidad de energía lumínica que es absorbida en los tejidos depende de varios factores, entre ellos: de la longitud de onda de la energía emitida por el láser; de los parámetros del láser como: el tamaño del haz, de la densidad de potencia, de la duración del pulso y de la frecuencia; y de la composición y propiedades ópticas de tejido diana. Es importante recordar que cada parámetro del rayo del láser afecta significativamente a la naturaleza y extensión de la interacción del mismo sobre el tejido.

Las interacciones térmicas son altamente dependientes de la longitud de onda; porque la cuantía de calor generado en el tejido es determinante para la extensión de absorción atribuible a un determinado rayo de una longitud de onda específica y para un tejido diana específico. Los pigmentos tisulares y otros cromóforos son absorbentes específicos para determinadas longitudes de onda que emiten algunos láseres, por otra parte, existen regiones primarias de absorción debido a moléculas biológicas absorbentes con rangos cortos de longitud de onda, entre los 300 nm. El alto contenido en agua que presentan los tejidos orales contribuye a la importante absorción de este tipo de energía.

Este tipo de interacciones térmicas se pueden observar en el láser de CO<sub>2</sub> incluso usándolo a baja densidad de potencia (>100 W/cm<sup>2</sup>). El coeficiente de absorción del agua para la radiación producida por el láser de Er: YAG es diez veces mayor que el coeficiente de absorción para el láser de CO<sub>2</sub>. Otros láseres de longitudes de onda diferentes como Nd:YAG y Argón son más absorbidos por la hemoglobina, pigmentos melánicos y otros componentes tisulares lo que contribuye a sus efectos térmicos. Con algunas longitudes de onda determinados



contrastes externos se pueden usar para intensificar la absorción por parte de los tejidos, induciendo interacciones que de otro modo no sucederían.

Las interacciones térmicas en los tejidos generalmente tienen lugar de forma instantánea, sin embargo, una descripción de la evolución secuencial del proceso termodinámico proporciona información para comprender los mecanismos de acción. Inicialmente la luz del láser absorbida induce una excitación electrónica o molecular de las estructuras tisulares. Una condición indispensable para que esto suceda es que las moléculas del tejido diana que va absorber la energía deben presentar un nivel de energía similar a la longitud de onda del rayo del láser incidente. En estadios posteriores la alta energía se disipa dentro de la masa tisular a la periferia por procesos de difusión y conducción térmica. La disipación o conducción del calor es una función de la conductividad térmica del tejido y determinará la extensión del daño colateral adjunto a la herida. El tiempo requerido para la difusión del calor o "tiempo de relajación térmica" (TRT) para un determinado tipo de tejido está también relacionado con la composición y vascularización y es característica propia de cada tipo de tejido. El tiempo de relajación térmica se puede definir como el tiempo requerido para que la energía calorífica acumulada en la masa tisular pase a enfriar hasta 37% de su valor original (HARRIS y WERKHAVEN, 1989). El grado de calor conducido a los tejidos adyacentes y el rango de enfriamiento tisular son dos factores importantes en la determinación de la extensión del área de afectación térmica y del daño colateral. Este área se la denomina a veces como daño térmico determinado para una longitud de onda y tipo tisular.

El grado de daño colateral depende en una gran medida de propiedades tisulares que son relativas a su estructura, composición y contenido de agua. Otros factores tisulares que influyen en la extensión del daño térmico son la vascularización tisular, el volumen de tejido irradiado, y la superficie del área. Estos factores presentan una influencia directa en el calor que se disipa desde el área afectada por ambos mecanismos activos y pasivos. Para largas exposiciones de láser el enfriamiento por fluido vascular a través de las regiones adyacentes al área tratada juega una enorme importancia (BARNES, 1975). Para cortas exposiciones en superficies tisulares el exceso de calor generado durante la exposición es más fácilmente liberado al aire y a los tejidos circundantes por mecanismos de conducción pasiva.

Otro importante factor tisular sobre la área de extensión de daño termal es el relativo al grado de absorción y de disipación del rayo una vez penetra en el tejido. La disipación del rayo puede aumentar directamente la extensión del daño colateral por redistribución espacial del rayo dentro de un volumen mayor de tejido circundante que podría ser afectado por ser una localización más focali-

zada. Gran parte de la energía disipada desde el rayo es transformada en energía calorífica dentro del tejido por lo que no tiene suficiente potencia para inducir vaporización. Mientras que la componente disipada del rayo lleva la misma longitud de onda que el rayo principal, la intensidad o la densidad de potencia del rayo disipado decrece exponencialmente con la distancia.

La deshidratación de los tejidos juega un papel importante en la interacción térmica sobre los tejidos. La deshidratación del láser sobre el tejido es una secuela natural del calor generado con el área de afectación térmica. Los cambios inducidos en la composición del láser; como las propiedades ópticas del tejido, como coagulación de elementos sanguíneos, desnaturalización de proteínas pueden por ello alterar la naturaleza de las consiguientes interacciones que puedan suceder sobre un determinado tejido.

El carbón es el resultado final de la fotopirólisis de materia orgánica. El carbón es el resultado final de la quemadura del tejido y de una absorción alta de todas las longitudes de onda. Si la aplicación del láser continua, el barrillo carbonizado absorberá preferentemente el rayo incidente, debemos prevenir la consiguiente ablación. El tejido carbonizado que se quema a 3.200° C actúa como un emisor de transferencia térmica a los tejidos circundantes y por ello aumenta el daño térmico colateral en la zona.

En la mayor parte de las actuaciones clínicas es indispensable la reducción del daño térmico a los tejidos circundantes. Las investigaciones versan sobre la búsqueda de métodos eficaces de aplicación del láser que minimicen el riesgo térmico y los efectos indeseables. El tamaño del daño térmico creado por la aplicación del láser puede ser controlado mediante la manipulación de los parámetros como: el tamaño del "spot" o punto de aplicación, y la densidad de potencia. El enfoque del rayo puede ser usado para producir buena localización del punto de aplicación lo que es esencial para algunas aplicaciones como incisión y excisión.

El modo de emisión temporal del láser se describe con esos parámetros que controlan el tiempo y el índice de reparto de energía sobre el objetivo como la duración de la exposición, pulso, frecuencia de pulso, o repetición del pulso, y tamaño del pulso o duración. Para emisiones continuas del láser, la energía es aplicada sin tiempo de pausa y tiene una relación directamente proporcional al tiempo total de exposición (MISERENDINO y PICK, 1989).

Los efectos de la emisión del láser sobre las estructuras biológicas pueden ser evaluados en relación a qué ocurre, cuánta energía de luz reacciona y qué sucede. Así un conocimiento práctico de los procesos biológicos de los tejidos y de las propiedades físicas del láser proporcionarán al clínico la capacidad para entender y controlar el comportamiento del láser y poder utilizarlo en multitud de

aplicaciones clínicas. Es esencial el control del comportamiento de las variables y su interacción como, la longitud de onda, la potencia del láser, y las características temporales del rayo como haz pulsado o continuo, velocidad del pulso, tiempo del pulso. Además del tipo de láser empleado. Son otras variables las que se relacionan con la aplicación y el método de transferencia de la energía como: con contacto, sin contacto de la fibra óptica; con el rayo enfocado y sin enfocar.

Los factores biológicos que resultan de la interacción del láser en los tejidos son más extensos. Incluso entre estos se encuentran las propiedades ópticas de los elementos de los distintos tejidos como la especificidad molecular y los componentes químicos que reaccionan ante la incidencia de la energía lumínica. Las propiedades ópticas de los elementos de los tejidos determinan la naturaleza y extensión de la respuesta de los tejidos a través del proceso de absorción, transmisión, reflexión, y dispersión del haz del láser, procesos comentados con anterioridad.

Otros factores, son producto del proceso físico y mecánico de transformación de la energía sobre el tejido aplicado. Estos incluyen la conducción del calor y la disipación con la masa del tejido, la respuesta inflamatoria del tejido por estimulación, vascularización del tejido, y mecanismos de reparación del mismo.

Sin embargo, a pesar de los factores implicados, la interacción del láser sobre el tejido como una forma de energía radiante generalmente se determina por dos variables dependientes: longitud de onda específica de la emisión del láser, y las características ópticas del tejido diana.

Deben ser considerados de forma independiente aquellos factores que pueden ser controlados por el clínico, y que incluyen: el nivel de aplicación de potencia (densidad de potencia), el total de energía aplicada sobre un área determinada (densidad de energía), velocidad y duración de la exposición (velocidad de repetición del pulso y duración del pulso), y el modo de aplicación de la energía sobre el tejido diana (continuo, pulsado; contacto o sin contacto) para obtener los efectos deseados sobre el tejido tratado.

## 2.5.- Láser de diodo

### Generalidades

El láser de diodo es un láser semiconductor en estado sólido que emplea una combinación de Aluminio, Galio y Arsénico para transformar la energía eléctrica en energía lumínica y trabaja como un diodo eléctrico. El medio activo del diodo es una amalgama de materiales semiconductores dando lugar a una capa de material tipo P (carga positiva o defecto de electrones); una capa conductora (unión); y una capa de material tipo N (carga negativa o electrones libres). Un voltaje negativo aplicado a la capa N y uno positivo a la P provoca cambios que llevan a fluir en la unión electrones que liberan energía. En los materiales semiconductores la energía se libera en forma de calor; pero en materiales como el Galio, Aluminio, y Arsenio, la energía es liberada en forma de fotones.

Además de este semiconductor, el láser de diodo necesita una superficie reflectante en cada final de la unión para estabilizar la cavidad óptica. Esta cavidad óptica es muy pequeña, sólo unos pocos milímetros con un corte transversal de 0.05 x 0.15 mm. A pesar de esta pequeña dimensión, un láser de este tipo puede producir muchos vatios de potencia.

El láser de diodo presenta una longitud de onda en el rango del rojo y del infrarrojo (0.62 a 1.5  $\mu\text{m}$ ) dependiendo del material semiconductor y de la temperatura de funcionamiento. Las longitudes de onda disponibles para uso dental están comprendidas entre 800 y 980 nm, situándose al inicio de la porción de la radiación invisible infrarroja no ionizante del espectro electromagnético. Todas las longitudes de onda diódicas son muy bien absorbidas por el tejido pigmentado aunque la hemostasia que se consigue no es tan rápida como la obtenida con el láser de Argón. Estos láseres son absorbidos relativamente mal por la estructura dental, por lo que la cirugía de tejidos blandos puede realizarse con seguridad en estrecha proximidad con el esmalte, la dentina y el cemento.

El láser de semiconductor, también conocido como láser de diodo o de contacto, se inventó en 1962, inmediatamente después del desarrollo del diodo electro-luminiscente (LED- Light-Emitting Diode). Actualmente este láser desempeña un papel central en la electroóptica, sobre todo por su pureza espectral, eficiencia elevada ( $\approx 100\%$ ), robustez, capacidad de modulación, vida útil larga, potencia moderada (hasta 200mW) y pequeño tamaño.

Los primeros láseres de este tipo se construyeron con Arseniuro de Galio, posteriormente con sales de Plomo, pero los adelantos sucesivos permitieron

perfeccionar los primitivos aparatos que sólo funcionaban de modo pulsado y a temperaturas criogénicas ya que, de otra manera, el calor producido en sus pequeñas estructuras los destruiría. Actualmente, estos láseres se construyen para satisfacer necesidades muy específicas. A principios de los años setenta, apareció el láser c-w GaAs/ GaAlAs. El volumen de este pequeño chip de diodo que funcionaba a temperatura ambiente en la región del espectro de 750 nm a 900nm (dependiendo de las cantidades de Galio y Aluminio), es aproximadamente la decimosexta parte de un centímetro cúbico. Un láser de semiconductor típico de esta clase presenta una heteroestructura típica (un dispositivo formado por materiales diferentes). El rayo emerge en dos direcciones de la capa activa de GaAs cuyo espesor es de 0,2  $\mu\text{m}$ . Estos pequeños láseres producen más de 20 mW de potencia de onda continua. A mediados de los años setenta, se inventó el láser GaInAsP/InP con una salida de rayo de 1,2  $\mu\text{m}$  a 1,6 $\mu\text{m}$ , para aprovechar la región de bajas pérdidas en el vidrio de fibra óptica (HECHT, 1999).

Los láseres semiconductores de diodo actuales son generalmente variantes del láser de aluminio:galio:arsenio (AlGaAs) que emite cerca del espectro infrarrojo (longitudes de onda de 700 a 940 nm) o del láser de indio:galio:arsenio:fósforo (InGaAsP) que emite en la porción roja del espectro visible (longitudes de onda de 600 a 680 nm).

En función de su potencia, los láseres de diodo pueden clasificarse en dos grandes grupos (LARREA-OYARBIDE *et al.*, 2004; TRULLOLS *et al.*, 1997):

- 1.- Láseres de diodo de baja potencia, también denominados láseres blandos por su baja energía. Emiten en la región del espectro infrarrojo cercano o del rojo (632,8, 670 y 830 nm de longitud de onda), con una potencia media de 1-100mW. Sus principales aplicaciones clínicas se basan en su efecto bioestimulador y su efecto analgésico-antiinflamatorio.
- 2.- Láseres de diodo de alta potencia. Láseres de potencias comprendidas entre 1W-15W o mayor y con una longitud de onda entre 810 nm y 980 nm.

De acuerdo con las clasificaciones internacionales en cuanto a las medidas de seguridad a tener presentes en la utilización de estos aparatos, la normativa de la Unión Europea (ISO) y la de los EEUU (ANSI) consideran el láser de diodo un láser tipo IV. El principal riesgo que comporta su manipulación es la posibilidad de producirse daños en la retina. Por este motivo, es obligatoria la utilización de gafas protectoras especiales tanto para el paciente como para el personal sanitario, la utilización de instrumental metálico no pulido o plástico para evitar la reflexión del haz de luz láser.

Su pequeño tamaño y su precio más económico hacen de este láser uno de los más versátiles en Odontología. Las unidades son portátiles y compactas, se trasladan fácilmente con un tiempo de ajuste mínimo y son los láseres más económicos actualmente disponibles.

## Potenciales aplicaciones clínicas del láser de diodo

El láser de diodo es una incorporación relativamente reciente a la terapia odontológica. Los láseres de diodo poseen un amplio espectro de aplicaciones, se trata de láseres de aplicación segura (producen un pequeño incremento de la temperatura) y un precio razonable lo que permite su uso en la práctica clínica general.

Para muchas de las intervenciones quirúrgicas orales el láser representa una alternativa viable al bisturí (PICK y COLVARD, 1993; PICK, 1993; MARTÍNEZ-GONZÁLEZ, 1991). Entre las numerosas ventajas descritas para la cirugía láser respecto a la cirugía clásica incluiremos: un aumento de la coagulación que permite un campo quirúrgico seco y una mejor visualización, la esterilización de la superficie tisular y por tanto, una disminución de la bacteremia, una menor inflamación y edema, menor dolor, mayor rapidez de curación y una mayor aceptación por los pacientes (SARVER y YANOSKY, 2005; BADER, 2000).

En los últimos años, la investigación ha demostrado un poder bactericida de los láseres de diodo similar al del Nd:YAG. Moritz y cols. (1997) demostraron en un estudio *in vitro* una extraordinaria reducción de bacterias en dientes exodonciados que habían sido incubados con *E. Coli* y *E. Fecalis* tras la aplicación de un láser de diodo de 810 nm de longitud de onda. En un estudio posterior realizado *in vivo*, el efecto bactericida del láser de diodo fue comparado con los métodos convencionales de desinfección de conductos radiculares. El máximo factor logarítmico de reducción fue hallado en el grupo tratado con láser (4.22 para *Streptococos* y 3.33 para *Estafilococos*) frente en el grupo control tratado con métodos convencionales se logró una pequeña reducción (1.37 para *Streptococos* y 1.0 para *Estafilococos*) (MORITZ *et al.*, 1997 a,b).

A pesar de contar con longitudes de onda similares, el efecto del láser de diodo sobre las paredes del canal radicular difiere del efecto del láser de Nd:YAG. Además de un efecto sellador sobre los túbulos dentinarios se añade un efecto bio-estimulador atribuido al láser de diodo en algunos estudios. El láser de diodo sería capaz de estimular la proliferación celular y de inhibir las enzimas inflamatorias (MORITZ *et al.*, 2006).

Por otra parte, la ausencia relativa de dolor en su aplicación, su facilidad de empleo, su versatilidad y su especificidad local lo convierten en una incorporación

ideal al armamentario del periodoncista. En modo de contacto, este láser es un instrumento útil para la excisión de tejidos (GOHARKHAY *et al.*, 1999) y la reducción de la carga bacteriana presente en las bolsas periodontales (MORITZ *et al.*, 1998). Su uso está indicado en la sección y coagulación de la encía y de la mucosa oral, para el legrado de tejidos blandos y para el desbridamiento sulcular como coadyuvante en el raspaje y alisado radicular (LEYES *et al.*, 2004). El láser de diodo ha sido aprobado por la Food and Drug Administration (FDA) para prácticamente todos los procedimientos de tejidos blandos realizados con láseres de Nd:YAG y de CO<sub>2</sub>.

La aplicación del láser en el tratamiento de la periodontitis ha ganado en los últimos años popularidad en la clínica odontológica (PICK, 1993; BADER y ESPTIN, 1997). Los efectos térmicos y fotodisruptivos contribuyen a la eliminación de los microorganismos patógenos periodontales. A pesar de las numerosas publicaciones existentes, existe todavía cierta controversia entre clínicos e investigadores sobre la aplicación de los láseres en el tratamiento de la periodontitis crónica (COBB, 2006). Un interesante aspecto de la aplicación del láser en periodoncia es la posibilidad de realizar una de-epitelización del colgajo con el consiguiente retraso de la migración epitelial y un incremento de la formación del tejido conectivo (CENTRY *et al.*, 1997; ROSSMANN y ISRAEL, 2000).

Fue a principios de la década de los noventa cuando se observó que algunos tipos de láseres tenían aplicación en el tratamiento y mantenimiento periodontal. Estudios clínicos han demostrado la eficacia de algunos sistemas de láser (Nd:YAG, Er:YAG, Argón, CO<sub>2</sub>, y láser de diodo) cuando se utiliza en combinación con el raspaje y alisado radicular (RADVAR *et al.*, 1996; BEN HATIT *et al.*, 1996; MORITZ *et al.*, 1997, 1998). Inicialmente, Ben Hatit y cols. (1996) compararon los efectos de un tratamiento periodontal con láser de Nd:YAG sobre la flora bacteriana subgingival con los resultados obtenidos con un tratamiento periodontal tradicional con raspaje y alisado radicular y concluyeron que cuando el raspado se acompaña de un tratamiento con láser de Nd:YAG e información adecuada sobre higiene oral, la supresión y la erradicación de los tres tipos de microorganismos subgingivales (estudiados) es más evidente que con el raspado sólo. Simultáneamente, Moritz y cols. (1997, 1998) analizaron el efecto de la aplicación de un láser de diodo en el tratamiento periodontal y contrastaron los resultados obtenidos con un grupo control. Demostraron la existencia de un efecto bactericida en la aplicación del láser en la terapia periodontal y una reducción de la inflamación gingival. El objetivo del estudio inicial de Moritz y cols. (1997) fue estudiar el efecto del láser de diodo de 810 nm de longitud de onda, sobre los microorganismos existentes en las bolsas periodontales. Para ello, tomaron muestras microbiológicas con puntas de papel estériles de los microorganismos en un grupo tratado con láser



y un grupo control. Tras el análisis de los resultados de este estudio determinaron que la aplicación del láser de diodo es efectiva y muy útil como coadyuvante del tratamiento instrumental convencional. Incluso si la remoción del cálculo con instrumentos manuales pudiese ser suficiente, la aplicación del láser es una buena alternativa al tratamiento químico con soluciones irrigantes para la desinfección total de las bolsas periodontales. El objetivo del segundo estudio de Moritz y cols. (1998) fue analizar a largo plazo (6 meses) los efectos del láser de diodo en la terapia periodontal con respecto a sus posibilidades de reducción bacteriana y regeneración periodontal. Los índices de sangrado y sondaje periodontal mejoraron en un 96.9% en el grupo tratado con láser frente sólo al 66.7% observado en el grupo control. La reducción en el recuento total de bacterias periodonto-patógenas específicas (*Actinobacillus actinomycetem comitans*, *Prevotella intermedia* y *Porphyromonas gingivalis*) fue significativamente mayor en el grupo tratado con láser que en el grupo control. Según los resultados de este estudio, el láser de diodo presenta un efecto bactericida y es capaz de reducir, en combinación con el raspaje y alisado radicular la inflamación del tejido.

La afinidad de la longitud de onda del láser de diodo por los patógenos anaerobios es útil también para la descontaminación de la superficie de los implantes que fracasan por peri-implantitis. Es previsible clínicamente además del efecto bactericida, la reducción de la inflamación gingival (RYDEN *et al.*, 1994) y la producción de efectos analgésicos (TAM, 1999). En este sentido las observaciones clínicas realizadas por Romanos y Nentwig (1999) sobre las posibles aplicaciones clínicas del láser de diodo (980 nm) y los estudios *in vitro* realizados por Hass y cols. (1997), en los que aplicaron un láser de diodo de 905 nm de longitud de ondas sobre superficies implantarias contaminadas con *Actinobacillus actinomycetem comitans*, *Porphyromonas gingivalis* y *Prevotella intermedia* durante un minuto avalan esta aplicación clínica del láser de diodo. Posteriormente, Hass y cols. (2000) probaron en clínica la aplicación del láser para el tratamiento de la osteítis periimplantaria combinado con el uso de hueso autógeno y membranas e-PTFE obteniendo una media de 2 mm de ganancia ósea y corroborando clínicamente la eficacia del tratamiento mediante fotosensibilización con láser blando y azul de toluidina. Paralelamente, Bach y cols. (2000), realizaron un estudio clínico para analizar la efectividad del tratamiento convencional frente al tratamiento combinado con láser de diodo de las osteítis periimplantarias registrando, tras cinco años de seguimiento, mejores resultados en el grupo tratado con láser de diodo que el grupo control no tratado.

El láser de diodo ha sido también ampliamente propuesto para los procedimientos de blanqueamiento dental en clínica (WETTER *et al.*, 2004 a,b) y procedimientos de estética dental (CHARTRAND, 2005). La luz del láser de diodo activa



el gel de blanqueamiento dental (peróxido de oxígeno, peróxido de carbamida o perborato sódico con peróxido de hidrógeno) provocando su descomposición química y acelerando su penetración en el esmalte. Sin embargo, clínicamente no se obtienen mejores resultados estéticos que con las técnicas de blanqueamiento convencionales aunque la aplicación del láser disminuye el tiempo de tratamiento representando una ventaja para el paciente y el profesional al reducir el tiempo clínico (DOSTALOVA *et al.*, 2004).

Otra posible aplicación clínica del láser de diodo es el tratamiento de la hipersensibilidad dentinaria (KIMURA *et al.*, 2000). El láser de diodo GaAlAs de 780 nm de longitud de onda ha sido empleado en el tratamiento de la hipersensibilidad dentinaria por Matsumoto y cols. (1985 a,b), Ebihara y cols. (1988) y Kawakami y cols. (1989) con una efectividad de tratamiento entre el 85% y el 100%. La posibilidad de un efecto placebo debe ser considerada y ha sido descrita frecuentemente en los ensayos clínicos realizados sobre hipersensibilidad dentinaria, sobre todo en aquellos pacientes que relatan una mejoría inmediatamente después de la aplicación del láser cuando lo esperable es conseguir una mejoría paulatina por efecto acumulativo de la terapia de una visita a otra. A estos primeros estudios sobre la aplicación del láser en el tratamiento de la hipersensibilidad se sucedieron otros con longitudes de onda mayores (830 nm y 900 nm) y rangos de efectividad similares (MATSUMOTO *et al.*, 1990; HAMACHI *et al.*, 1992; LIU *et al.*, 1994; MARSILIO *et al.*, 2003). Sin embargo el mecanismo fisiológico que describe su efecto no se ha sido descrito. Según los trabajos realizados empleando el GaAlAs de 830 nm de longitud de onda (WAKABAYASHI *et al.*, 1993) su efecto se debe a un bloqueo en la despolarización de las fibras C aferentes. No obstante, el efecto analgésico de otros láseres de GaAlAs de mayor longitud de onda no se ha podido explicar (MEZAWA *et al.*, 1988).





# 3

*Hipótesis de trabajo  
y objetivos*



# Hipótesis de trabajo y objetivos



## 3.1.- Hipótesis de trabajo

La aplicación del láser en el tratamiento de la periodontitis ha ganado en los últimos años adeptos en la Odontología (PICK, 1993; BADER y ESPTEIN, 1997).

A principios de la década de los noventa, se observó que algunos tipos de láseres tenían aplicación en el tratamiento y mantenimiento periodontal. Estudios clínicos han demostrado la eficacia de algunos sistemas de láser (Nd:YAG, Er:YAG, Argón, CO<sub>2</sub>, y láser de diodo) cuando se utiliza en combinación con el raspaje y alisado radicular (RADVAR *et al.*, 1996; BEN HATIT *et al.*, 1996; MORITZ *et al.*, 1997, 1998). Ben Hatit y cols. (1996) compararon los efectos de un tratamiento periodontal con láser de Nd:YAG sobre la flora bacteriana subgingival con los resultados obtenidos con un tratamiento periodontal tradicional con raspaje y alisado radicular y concluyeron que “cuando el raspado se acompaña de un tratamiento con láser de Nd:YAG e información adecuada sobre higiene oral, la supresión y la erradicación de los tres tipos de microorganismos subgingivales (estudiados) es más evidente que con el raspado sólo”. Simultáneamente, Moritz y cols. (1997, 1998) analizaron el efecto de la aplicación de un láser de diodo de 805 nm de longitud de onda en el tratamiento periodontal y contrastaron los resultados obtenidos con un grupo control, demostrando además la existencia de un efecto bactericida en la aplicación del láser en la terapia periodontal y una reducción de la inflamación gingival. Los índices de sangrado y sondaje periodontal mejoraron en un 96.9% en el grupo tratado con láser frente sólo al 66.7% observado en el grupo control. La reducción en el recuento total de bacterias periodonto-patógenas específicas (*Actinobacillus actinomycetem comitans*, *Prevotella intermedia* y *Porphyromonas gingivalis*) fue significativamente menor en el grupo tratado con láser que en el grupo control. Los resultados obtenidos en estos trabajos y la posibilidad de que este tipo de terapéutica sustituya la terapia tradicional es objeto

de controversia (SCHWARZ, *et al.*, 2001; YILMAZ, *et al.*, 2002). No obstante la utilización del láser de diodo como coadyuvante del tratamiento periodontal clásico con instrumentos manuales (raspaje y alisado con curetas manuales) parece contar con posibilidades de éxito en la práctica clínica diaria y esta será nuestra primera hipótesis de trabajo.

El haz del láser de diodo podría ser capaz de completar y afinar el raspado y alisado radicular previo, realizar un curetaje/desbridamiento delicado de las paredes de la bolsa periodontal, desensibilizar la superficie radicular y esterilizar el surco gingival (GUTKNECH, *et al.*, 2001). El láser de diodo presentaría grandes ventajas con relación a otros tipos de láseres debido a que se trata de aparatos relativamente económicos, muy manejables y de uso sencillo (WALSH, 2003).

La afinidad de la longitud de onda del láser de diodo por los patógenos anaerobios puede ser útil también para la descontaminación de la superficie de los implantes que fracasan por peri-implantitis (KREISLER *et al.*, 2002f). Las últimas líneas de investigación se han encaminado hacia una posible aplicación del láser en el tratamiento de las superficies de los implantes en los casos de fracasos (WALSH, 2003). Algunos estudios (BACH, 2000; DORTBUDAK, 2001) han constatado buenos resultados al emplear el láser de diodo para la descontaminación de las superficies en los tratamientos quirúrgicos de periodontitis y periimplantitis. Sin embargo, Yilmaz y cols. (2002) no ha obtenido beneficios adicionales respecto a otras modalidades de tratamiento periodontal al emplear un láser de arseniuro de galio e incluso, se ha sugerido la posibilidad de que la aplicación inadecuada del láser podría ser perjudicial (KREISLER *et al.*, 2002 a,b).

Nuestra segunda hipótesis de trabajo se basará en demostrar si la utilización del láser de diodo tiene efectos perniciosos sobre las superficies en tratamiento (dentina, cemento, titanio). Probablemente, éste último aspecto, la utilización del láser en Implantología sea el más controvertido en estos momentos. Kreisler y cols. (2002) analizaron los efectos en las superficies implantarias de la irradiación con diferentes tipos de láser, Nd:YAG, Ho:YAG, Er:YAG, CO<sub>2</sub> y GaAlAs mediante microscopía electrónica de barrido. Se analizaron cuatro tipos diferentes de superficies y los resultados demostraron que los láseres de Nd:YAG y Ho:YAG no eran adecuados para su utilización en la descontaminación de implantes pues provocaban importantes daños en las superficies (cráteres, fundiciones, fracturas) con independencia de la potencia utilizada. De los resultados del estudio, los autores concluyeron que los láseres de CO<sub>2</sub> y Er:YAG pueden ser utilizados con limitaciones de potencia. En cambio, el láser GaAlAs no alteró las superficies implantarias en ningún caso, incluso a la máxima potencia (26,6 J/cm<sup>2</sup>) concluyendo los autores que se trata de un láser seguro para su aplicación sobre superficies implantarias. Por otra parte, existen estudios clínicos retrospectivos que avalan el



uso del láser de diodo asociado a la terapia convencional en el tratamiento de la peri-implantitis. Así, Bach y cols. (2000) compararon la efectividad del tratamiento convencional de osteítis periimplantarias frente al uso combinado de la terapia convencional y la aplicación de láser de diodo (1W durante 20 seg máximo) y tras cinco años de seguimiento, comprobaron que la tasa de éxito era mayor en el grupo tratado con láser. Paralelamente, se han publicado estudios con microscopía electrónica de barrido que demuestran que la aplicación de láser de diodo de 980 nm es inocua sobre superficies implantarias (arenadas, TPS y HA) independientemente de la potencia empleada (ROMANOS *et al.*, 2000). Sin embargo, otros estudios parecen indicar cambios térmicos en la interfase implante-hueso tras la aplicación del láser de diodo (KREISLER *et al.*, 2002 c,d y 2003) en la descontaminación de la superficie implantaria con efectos indeseables en la regeneración ósea posterior. De ahí la controversia existente actualmente sobre el beneficio de su utilización en el tratamiento coadyuvante de la periodontitis y de la periimplantitis. La segunda hipótesis de trabajo se centrará en demostrar que la utilización de la irradiación con láser de diodo InGaAsP de 980 nm no provoca ninguna alteración ultraestructural en la superficies tratadas de acuerdo a un protocolo clínico ensayado y comprobado clínicamente (BORRAJO *et al.*, 2004).

## 3.2.- Objetivos

Este trabajo de investigación pretende demostrar la utilidad clínica del láser de diodo en Odontología, en el ámbito de la Periodoncia y la Implantología. Los objetivos del presente trabajo de investigación se resumen en los siguientes puntos fundamentales:

- 1.- Comprobar si la utilización del láser de diodo como coadyuvante del tratamiento tradicional de raspaje y alisado radicular mejora los resultados clínicos obtenidos con el tratamiento tradicional.
- 2.- Establecer un protocolo clínico de utilización del láser de diodo InGaAsP como tratamiento coadyuvante del tratamiento periodontal clásico.
- 3.- Demostrar que la utilización del láser de diodo como coadyuvante del tratamiento periodontal no quirúrgico no provoca efectos secundarios indeseables sobre las superficies dentarias tratadas.
- 4.- Demostrar que la utilización del láser de diodo en el tratamiento de la periimplantitis no comporta efectos secundarios indeseables sobre las superficies implantarias tratadas.





# 4

## *Material y métodos*



# Material y métodos



## 4.1.- Material y métodos del estudio clínico

### 1.- Pacientes

El grupo de estudio se seleccionó aleatoriamente entre los pacientes que acudían regularmente a una clínica dental privada en la ciudad de Pobra do Carmiñal (A Coruña) para recibir tratamiento odontológico y aceptaron participar en el estudio (ver anexo apartado 9).

### 2.- Material

En este trabajo de investigación utilizaremos el equipo Multidiode Odont creado para uso médico-quirúrgico por Franck Line y distribuido en España por Intermedic Arfran S.A. [Barcelona, Spain] (Figura 1).



**Figura 1**

Aparato de Láser de diodo (InGaAsP) [Multidiode Odont, Franck Line/ Intermedic Arfran S.A., Barcelona, Spain].

El equipo Láser Franck Line MULTIDIODE es un equipo láser portátil dotado de un generador láser de diodo InGaAsP de 980 nm de longitud de onda y 20 W de potencia máxima que puede usarse en modo continuo o discontinuo. Para que el haz de láser diodo (infrarrojo) sea visible consta de una emisión roja de potencia menor 1mW y longitud de onda 635 nm en la misma fibra óptica para permitir su aplicación clínica. Las características de la fibra óptica (2 m de longitud mínima, 2 mm de diámetro y una eficacia de transmisión superior al 90% con una divergencia de 24°), las tres piezas de mano de que dispone el modelo seleccionado para el estudio y su pequeño tamaño permiten su fácil manejo y aplicación. Este equipo láser está diseñado de conformidad con la directiva 93/42/CEE para producto sanitario (clasificación Clase IIb) que a su vez incluye la directiva 73/23/CEE para equipos de baja tensión. Igualmente respeta la normativa de seguridad para radiaciones de productos Láser EN 60825-1 siendo clasificado como producto Láser Clase IV.

Debido a la alta potencia emitida por la fuente de láser de diodo seleccionada, existe un riesgo potencial de sufrir daños corporales, sobre todo daños oculares. Por ello, tanto el usuario (operador) o usuarios (ayudante/s) como el paciente deberán llevar siempre gafas de protección especiales en cumplimiento de la directiva 89/686/EEC (Normativa EN207).

El láser de diodo deberá dirigirse en cualquier caso únicamente a la zona de tratamiento después de haber sido seleccionadas las funciones necesarias en el panel de mandos, de haber determinado el enfoque correcto y de haber retirado cualquier superficie metálica reflectante próxima al campo de acción del láser que pudiese reflejar la radiación primaria (ver apartado 9. Anexo).

### 3.- Diseño del estudio

Para corroborar la eficacia clínica de la aplicación del láser de diodo como agente coadyuvante del tratamiento periodontal convencional no quirúrgico (raspado y alisado radicular) hemos diseñado un estudio prospectivo aleatorio a doble ciego con pacientes diagnosticados de enfermedad periodontal en grado moderado. Los pacientes, tras obtener su consentimiento informado para la participación en el estudio, fueron asignados aleatoriamente para recibir raspado y alisado radicular con instrumentos manuales, o raspado y alisado radicular con instrumentos manuales en combinación con la aplicación de láser de diodo según el protocolo adjunto (ver apartado 4.2).

## 4.- Metodología

### 4.1.- Recogida de datos, exploración odontológica y tratamiento periodontal.

La base de datos para la recopilación de la información clínica perteneciente a los pacientes del estudio se realizó según el método publicado por la Organización Mundial de la Salud y descrito en 1987 en el "Oral Health Surveys. Basic Methods".

En una ficha estandarizada se registró para cada paciente sus datos demográficos (edad y sexo), hábitos tóxicos (tabaco, alcohol y drogas estupefacientes) y antecedentes médicos de interés especificando la ingesta de fármacos y sus dosis. Paralelamente se cumplimentaba para cada paciente la historia clínica habitual de la consulta registrándose la patología médica y oral previa y presente, los antecedentes de tratamiento odontológico y un breve cuestionario sobre sus hábitos de salud e higiene oral.

Todos los pacientes fueron sometidos a una exploración visual macroscópica, extraoral e intraoral, para evaluar el número de ausencias dentarias, caries, obturaciones, tipo, tamaño y estructura de las prótesis dentales existentes y estado de salud periodontal. La exploración se completó con la palpación del área cervical (cadenas ganglionares) y de la articulación temporomandibular. A todos los pacientes incluidos en el estudio se les realizó un estudio radiológico que constaba de una ortopantomografía y una serie periapical digital de todos los dientes presentes en ambas arcadas dentarias, fotografías en formato diapositiva y fotografías con cámara digital intraoral.

Se consideraron dientes obturados aquellos dientes o molares que presentaban algún tipo de restauración sin especificar su extensión o el material o materiales de obturación empleados.

El estado de salud periodontal se determinó utilizando el "Índice Periodontal Comunitario de Necesidades de Tratamiento" (AINAMO *et al.*, 1982), que incluye tres indicadores de severidad de enfermedad periodontal: la presencia o ausencia de sangrado gingival al sondaje, la detección de cálculo infra-supragingival y la profundidad de las bolsas periodontales.

Hemos valorado el grado de inflamación gingival registrando el índice de sangrado de la papila (PBI) y porcentaje de puntos de sangrado (BOP) puesto que los hallazgos histológicos confirman que el sangrado al sondaje es un buen indicador clínico de la inflamación gingival (GREENSTEIN, 1981). Igualmente medimos el grado de inserción clínica (CAL) valorando la recesión y la profundidad de bolsa. Por tanto, los registros clínicos intraoperatorios realizados fueron los siguientes:



- **BOP** (acrónimo de "*bleeding on probing*"): Puntos de sangrado al sondaje. Es el método más sencillo de registrar el nivel de sangrado de las encías de un paciente. Se introduce la sonda periodontal roma en seis puntos alrededor de un diente y se anota la presencia o ausencia de sangrado. Se suele dar el dato en forma de porcentaje de puntos que han sangrado.
- **PBI** (acrónimo de "*papillary bleeding index*"): Índice de hemorragia papilar o de sangrado de la papila. Se mide el grado de sangrado de las papilas interdentes de cada cuadrante 20-30 segundos después de realizar el sondaje con sonda roma de todas las papilas de cada cuadrante. La cantidad de sangrado se puntúa de 1 (sangrado mínimo) a 4 (sangrado profuso), y el índice se calcula dividiendo la suma de todos los valores entre el número de papilas sondadas.
- **Retracción gingival:** Distancia en mm desde la línea amelocementaria hasta el margen gingival.
- **Profundidad de bolsa:** Distancia en milímetros desde el margen gingival hasta el fondo de la bolsa.
- **CAL** (acrónimo de "*clinical attachment level*"): Nivel de inserción clínico. Se obtiene de la suma de la retracción gingival y la profundidad de bolsa.

La articulación temporomandibular se clasificó, siguiendo una versión modificada de la propuesta por la OMS (1967), como normal (0) o patológica (1), registrando en este último apartado: la crepitación a la apertura y cierre, subluxaciones y luxaciones recidivantes, el dolor en el área periarticular o en alguna zona de la cabeza, cuello o región del hombro relacionado con una posible disfunción de la articulación temporo-mandibular.

#### 4.2.- Protocolo clínico

Se realizaron registros al inicio y a las seis semanas de finalizado el tratamiento periodontal (bien raspado y alisado radicular convencional con instrumentos manuales, bien raspaje y alisado combinado con láser), momento en el además que se interrogó a los pacientes por su impresión subjetiva del tratamiento.

Los participantes en este estudio siguieron todos el protocolo de tratamiento descrito a continuación. En primer lugar, se les instruyó para realizar una correcta higiene dentaria. Para evaluar este parámetro se utilizó el índice de higiene PHP (Patient Higiene Performance). Se mantuvo a los pacientes en esta fase hasta que se consiguió una mejoría de al menos el 50 % del valor original de PHP. A

continuación los pacientes fueron explorados y se registraron las variables clínicas anteriormente señaladas, para después ser asignados de forma aleatoria a uno de los grupos del estudio. En ambos grupos se realizó detartraje supragingival con instrumentos ultrasónicos (Piezo Master® Sirona). En la siguiente sesión si el paciente había sido asignado al grupo de tratamiento sin láser (grupo control) se le realizó un raspado y alisado radicular manual con curetas tipo Gracey .

En el grupo de pacientes asignados al grupo de estudio además del raspaje y alisado radicular con curetas Gracey se aplicó el láser de diodo (InGaAsP) [Multidiode Odont, Franck Line/Intermedic Arfran S.A., Barcelona, Spain]. La longitud de onda del láser utilizado es de 980 nm y hemos empleado una potencia de 2 W en modalidad pulsada (pulso de 100 milisegundos y pausa de 50 milisegundos). aplicada a través de una fibra óptica con un diámetro de 2 mm. El presente modelo de láser cuenta con una bomba de refrigeración por medio de suero salino acoplada a la pieza de mano para evitar los aumentos excesivos de temperatura indeseados.

La aplicación clínica se guió por el siguiente procedimiento (Figura 2):

- a) Anestesia periapical con Lidocaina 5% y adrenalina 1:100000.
- b) Raspado y alisado convencional con instrumentos manuales. Para eliminar los cúmulos groseros de cálculo y facilitar la posterior entrada de la fibra óptica del láser.
- c) Aplicación del láser. Introducimos la fibra óptica en el surco gingival y realizamos lentamente movimientos ascendentes y descendentes con superposición de los mismos. Es importante que dichos movimientos sean lentos para favorecer la eficacia del láser, ya que empleamos baja intensidad. Prestamos especial atención a que la dirección de la fibra óptica sea paralela al eje mayor de la raíz del diente. Repetimos esta maniobra en todo el perímetro dentario. El acceso a la zona interproximal y en la zona de furcas es muy sencillo debido al escaso grosor de la fibra óptica.
- d) Repetición del raspado. Eliminamos de esta forma los detritus y restos de cálculo que han estallado dentro del surco gingival y que no han sido arrastrados por la irrigación de la pieza de mano del láser. Se trata de una operación tremendamente sencilla puesto que todos estos restos están totalmente libres.
- e) Segunda aplicación del láser. Procedemos del mismo modo que en la primera ocasión (ver apartado c) con el fin de eliminar el cálculo rema-

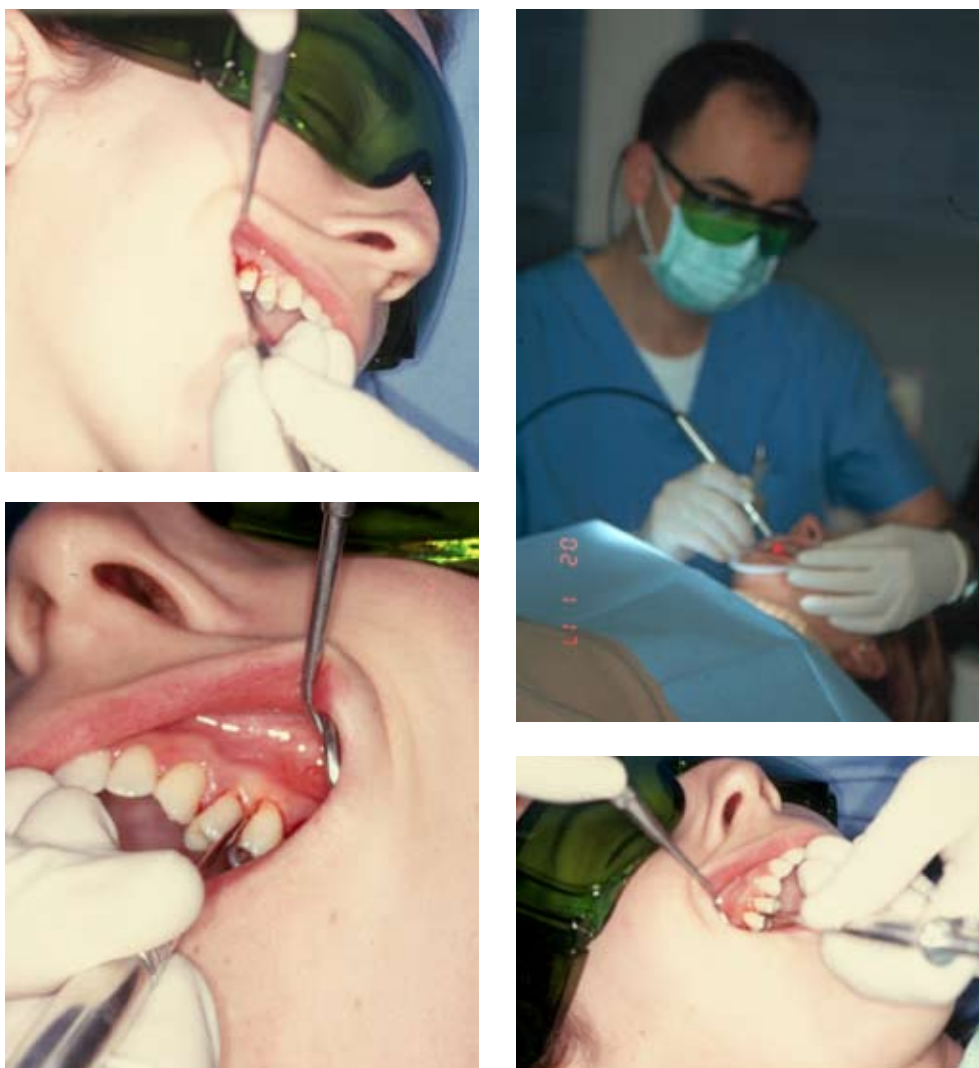
nente, realizar desensibilización del área de trabajo y curetaje de la pared de la bolsa periodontal. Siempre que aplicamos el láser se emplea una irrigación abundante para evitar el exceso de temperatura.

Durante la realización del anterior protocolo descrito es necesario limpiar la punta de la fibra con una gasa humedecida en suero salino entre aplicación y aplicación del láser.

Al cabo de 6 semanas los pacientes fueron reevaluados por otro examinador convenientemente calibrado que desconocía el tipo de tratamiento al que habían sido sometidos. En la sesión de reevaluación se registraron los índices siguientes: índice de sangrado de la papila (PBI) y porcentaje de puntos de sangrado (BOP), grado de inserción clínica (CAL) valorando la recesión y la profundidad de bolsa nuevamente.

**Figura 2**

Protocolo clínico en imágenes









#### 4.3.- Análisis estadístico

Los datos de los registros correspondientes al conjunto de pacientes del estudio (grupo control y grupo de estudio) fueron introducidos y ordenados en una hoja de cálculo en formato Excel y se analizaron posteriormente mediante el paquete estadístico SPSS en su versión 10.0 (SPSS, Inc., Chicago, EEUU).

En algunos casos hemos expresado los datos como media  $\pm$  desviación estándar y en otros como intervalos de confianza para la media al 95 % cuando lo hemos considerado más descriptivo.

Los valores medios fueron comparados con el Test de la T de Student en el caso del PBI, CAL y BOP que presentaban una distribución normal. La comparación de variables cualitativas se realizó mediante el test de Chi-Cuadrado con la corrección por continuidad de Yates. Se consideraron significativos los resultados estadísticos con  $p < 0,05$ .

## 4.2.- Material y métodos del estudio morfológico I

### 1.- Material

Se seleccionaron dientes unirradiculares y multirradiculares con enfermedad periodontal para su estudio morfológico tras la aplicación en clínica del láser de diodo según el protocolo descrito en el estudio clínico previo (apartado 4.2). Aquellos dientes que tras la realización del protocolo clínico descrito anteriormente presentasen indicación de realización de exodoncia debido a su pronóstico desfavorable fueron incluidos en este estudio con el previo consentimiento informado de los pacientes.

Fueron excluidos del estudio aquellos pacientes con enfermedades sistémicas, tratamientos generales o hábitos que pudiesen influir en el curso de la enfermedad periodontal.

Los dientes incluidos en el estudio cumplían todos los criterios expuestos a continuación:

- bolsas periodontales de + de 8 mm.
- movilidad en dirección vertical y horizontal (grado 3).
- ausencia de caries o signos externos de daño radicular (obturaciones, desgaste cervical, coronas).
- ausencia de fracturas radiculares o anomalías radiculares.
- ausencia de tratamiento periodontal de las superficies radiculares en los últimos 12 meses.

### 2.- Diseño del estudio

Con la finalidad de determinar la existencia de posibles daños colaterales sobre las superficies dentarias tratadas tras la aplicación del láser de diodo se realiza un estudio morfométrico descriptivo de las superficies dentarias tratadas. El análisis histológico descriptivo permitirá describir los efectos "*in vivo*" de la irradiación láser de diodo sobre superficies radiculares de dientes periodontales previamente sometidos en clínica a un tratamiento periodontal convencional (raspado y alisado radicular manual mediante curetas Gracey) y posterior irradiación siguiendo el protocolo descrito y probado en el estudio clínico (apartado 4.2).

### 3.- Metodología

#### 3.1.- Recogida y almacenamiento de las muestras

Todas las exodoncias de los dientes incluidos en el estudio fueron realizadas con anestesia local, sin la ayuda de forceps o pinzas, por el mismo operador inmediatamente después de la aplicación del láser de diodo. Macroscópicamente, la superficie radicular de los dientes exodonciados fueron revisadas ocularmente para comprobar que no habían sido afectadas por el procedimiento de extracción. Posteriormente, los dientes fueron lavados con suero fisiológico y almacenados en Formol al 10% previo al proceso de preparación histológica de las muestras.

#### 3.2. Preparación de las muestras

Los dientes incluidos en el estudio fueron procesados utilizando las técnicas de inclusión descritas por K. Donath (1995). Tras el proceso de fijación en Formol al 10% y posterior lavado con agua destilada, los especímenes fueron deshidratados en soluciones de alcohol etílico de grado creciente. El proceso de deshidratación se realizó de acuerdo con la secuencia siguiente: tres días en alcohol a 70%, tres días en alcohol a 80%, tres días en alcohol a 96% y finalmente tres días en alcohol a 100%.

Posteriormente se procedió a su inclusión en resina metacrilato (Technovit 7200, Heraeus Kulzer GmGH, Werheim, Germany) usando el método de Donath and Breuner (1982). Una vez polimerizada la resina, los bloques obtenidos fueron desmoldados y montados en lámina acrílica con ayuda de resina.

Se empleó un sistema de corte (Exakt-Cutting®. System, Aparatebau GMBH, Hamburg, Germany) según la técnica descrita por Donath (1995) para el procesamiento de las muestras. Se realizaron cortes transversales de la raíz y se obtuvieron secciones gruesas (300-500µm). Estas secciones preliminares fueron sometidas a desgaste y pulido en un sistema de microdesgaste y pulido automático (Exakt-Micro Grinding System®, Aparatebau GMBH, Hamburg, Germany) resultando secciones de aproximadamente 30 µm de espesor. Todas las secciones se tiñeron empleando la tinción de Levai Laczko. La preparación de las muestras fue realizada en el Departamento de Ciencias Clínicas Veterinarias de la Universidad de Santiago de Compostela.

#### 3.3.- Análisis histológico de las preparaciones

Los cortes histológicos obtenidos tras la preparación de las muestras fueron analizados empleando un microscopio OLYMPUS BX61 microscope (Wetzlar, Germany) conectado a una cámara digital y un ordenador. A través de los obje-

tivos x10, 40, 100 se observaron todos los cortes histológicos obtenidos de los dientes y se realizaron fotografías a todos los aumentos. Las imágenes se realizaron empleando para ello OLYMPUS DP Controller.

En el análisis morfométrico se analizaron los siguientes parámetros:

- existencia de cálculo remanente (SI/NO).
- existencia de dentina expuesta (SI/NO).
- % de cráteres observados por corte.
- efectos térmicos observados (carbonización, fusión, estallamientos, fisuras, grietas) (SI/NO).



**Figura 3**

Aparato de análisis  
histomorfométrico

## 4.3.- Material y métodos del estudio morfológico II

### 1.- Material

Empleamos 5 implantes dentales de titanio comercialmente puro (TiOblast ST-implants®, Astra Tech AB, Mölndahl, Suecia) de 13 mm de longitud y 4.0 mm de diámetro para la realización del estudio mediante microscopía electrónica de barrido. Los efectos del láser de diodo sobre los implantes dentales de titanio fueron analizados *"in vitro"*. Para ello, la superficie de cada implante fue irradiada durante un período de 60 segundos en las espiras correspondientes al cuello del implante dental. La superficie de los implantes fue tratada usando el modo pulsado a 1W de potencia tal como se emplea para descontaminar los implantes en clínica (modo periodontal) o bien empleando el modo continuo a 15 W de potencia que corresponde a la máxima potencia permitida por el aparato de láser seleccionado para la realización del estudio [Multidiode Odont, Franck Line/Inter-medec Arfran S.A., Barcelona, Spain].

### 2.- Diseño del estudio

Se llevó a cabo un estudio morfológico ultraestructural mediante microscopía electrónica de barrido de las superficies implantarias irradiadas con láser de diodo de 980 nm de longitud de onda (InGaAsP) con el objeto de analizar la posible existencia de alteraciones morfológicas de la superficie del titanio por la irradiación láser.

### 3.- Metodología

#### 3.1. Preparación de las muestras

Las muestras (implantes dentales irradiados con láser de diodo de 980 nm de longitud de onda- InGaAsP y los implantes no irradiados del grupo control) destinadas a ser observadas en el microscopio electrónico de barrido (MEB) fueron procesadas y montadas en soportes de aluminio y colocadas en la cámara para muestras del MEB.

Los electrones reflejados por la superficie (electrones retrodispersados) y los electrones que son expulsados desde la superficie (electrones secundarios) son recogidos por un detector y procesados para formar una imagen de tipo tridimensional en un tubo de rayos catódicos de alta resolución. El sistema, con-



trolado por computador, permite la visualización y registro en tiempo real y el almacenamiento de las imágenes obtenidas para el registro de datos.

Se empleó el microscopio electrónico de barrido JEOL, (modelo J SM-15) a una aceleración de 15 kV, en el Departamento de Ciencias Morfológicas (Laboratorio de Histología y Anatomía Patológica de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Santiago de Compostela).

### **3.2.- Análisis ultraestructural de las preparaciones**

Las fotografías de las imágenes tridimensionales obtenidas por MEB de los implantes irradiados realizadas fueron examinadas posteriormente por dos examinadores experimentados y calibrados que desconocían a cuál de los grupos pertenecían los implantes. En este examen realizado a doble ciego, se registró la existencia de signos de fusión de la superficie de titanio de los implantes, cambios en la rugosidad de la superficie o alteraciones de la superficie (cráteres, fisuras, desprendimientos de la superficie, etc).







5

*Resultados*



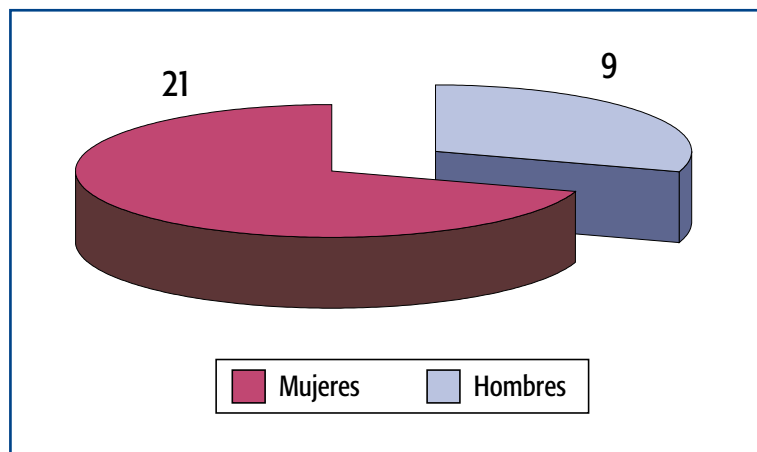
# Resultados



## 5.1.- Resultados estudio clínico

### Descripción de la población y valores iniciales:

El número de pacientes de enfermedad periodontal tratados en este estudio fue de 30, divididos en 9 hombres y 21 mujeres (Figura 4). La edad media era de 46,17 años, con un intervalo de confianza para la media al 95% de entre 41,94 a 50,39 años, y un rango de 43 años. La edad media de los hombres fue de  $44,44 \pm 10,32$  años y de  $46,90 \pm 11,88$  años (Figura 5). No se ha apreciado una diferencia estadísticamente significativa entre la edad de los hombres y las mujeres ( $p=0,594$ ).

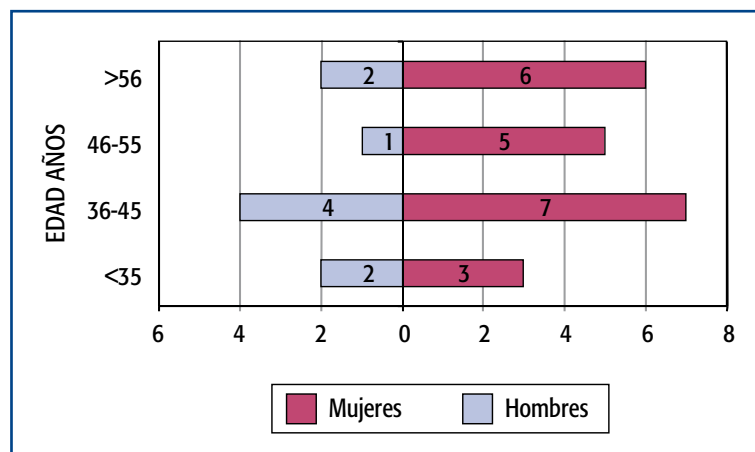


**Figura 4**

Distribución por sexos de los pacientes

**Figura 5**

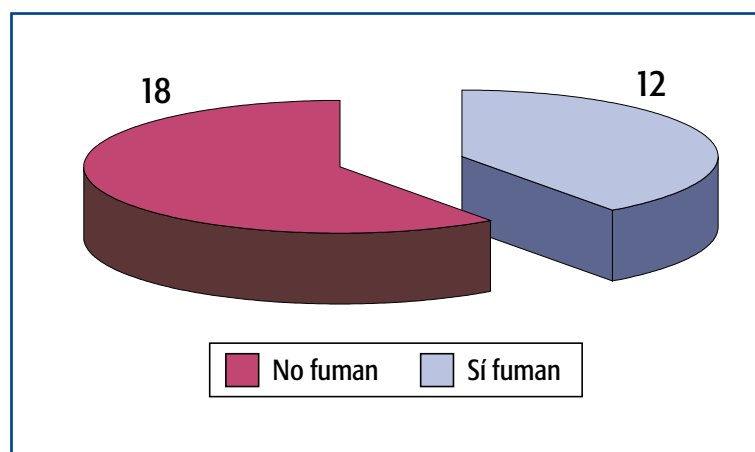
Pirámide de población de los pacientes del estudio.



Respecto a la presencia de hábitos tóxicos, el 60% de los pacientes (18 personas) se declararon no fumadores, mientras que el 40% restante (12 personas) indicaron fumar tabaco regularmente (Figura 6). Ninguno de los participantes en este estudio reconoció consumir drogas ilegales.

**Figura 6**

Distribución de los pacientes según el consumo de tabaco.



Al relacionar el sexo con el hábito tabáquico, no hemos encontrado que exista una relación estadísticamente significativa ( $\chi^2 = 0,745$ ).

Cuando analizamos conjuntamente los datos de sexo, hábito tabáquico y el tipo de tratamiento al que fueron aleatoriamente sometidos los pacientes (tratamiento convencional o combinado con láser), no encontramos asociaciones entre ninguno de ellos (Tabla R1). Por tanto, los dos grupos de estudio establecidos eran comparables.

**Tabla R1** Distribución por sexo y hábito tabáquico en los dos grupos de estudio

		Sexo		Fumador/a	
		Mujer	Hombre	No	Si
		N	N	N	n
Aplicación	No	5	8	5	8
de láser	Si	4	13	13	4
Asociación estadística (1)		NS(0,630)		NS(0,084)	

(1) Chi-cuadrado con corrección por continuidad (Corrección de Yates)

Los valores medios iniciales para los diversos parámetros clínicos que hemos considerado en este estudio, pueden observarse en la Tabla R2.

**Tabla R2** Valores iniciales de los índices clínicos utilizados.

	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
Retracción Inicial	0,36	3,23	1,68	0,92
Profundidad de bolsa inicial	2,24	4,47	3,29	0,60
Inserción clínica inicial (CAL1)	2,81	6,78	4,97	1,18
Índice de sangrado de la papila al inicio (PBI1)	0,20	2,41	1,14	0,62
Puntos de sangrado al inicio (BOP1)	11,00	92,86	47,87	20,86

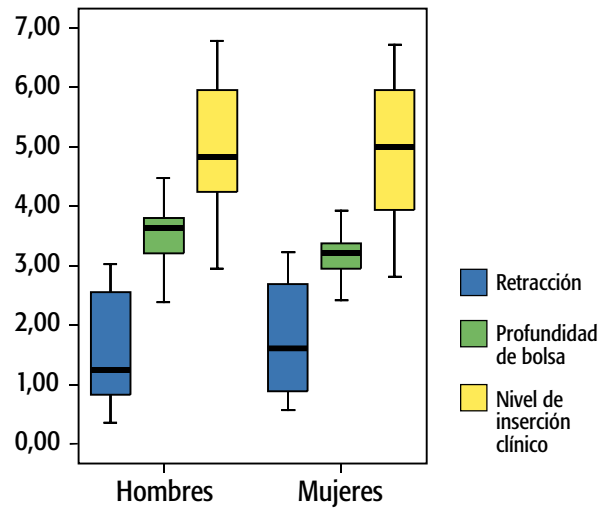
Si consideramos las diferencias entre hombres y mujeres en los principales valores de sondaje y sangrado gingival, tal como podemos verificar en la tabla R3 y las figuras 7 y 8, no existen diferencias que puedan ser atribuibles al sexo ( $p=0,803$  y  $p=0,380$  respectivamente).

**Tabla R3** Ausencia de diferencias entre sexos en los principales valores clínicos utilizados.

		Inserción clínica Inicial (CAL)		Índice de sangrado de la papila inicial (PBI)	
		Media	Desviación típica	Media	Desviación típica
Hombres		5,06	1,25	1,01	0,46
Mujeres		4,94	1,19	1,20	0,68
Nivel de significación (p)		NS(0,803)		NS(0,380)	

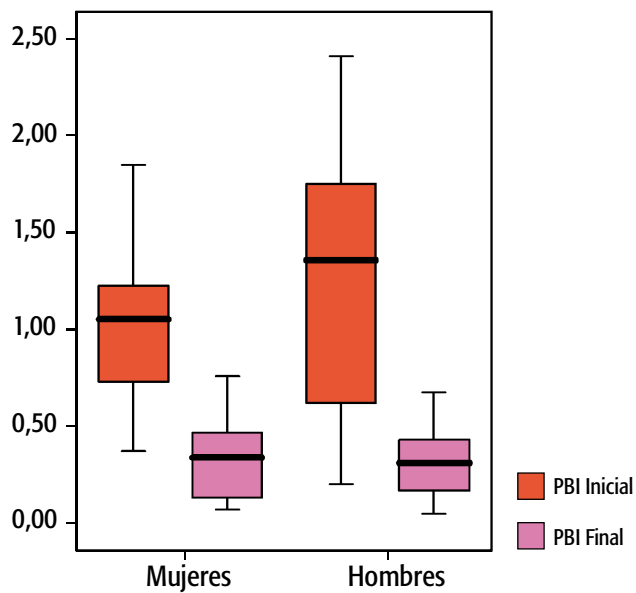
**Figura 7**

Distribución por sexos de los principales valores clínicos iniciales



**Figura 8**

Distribución por sexos de los PBI

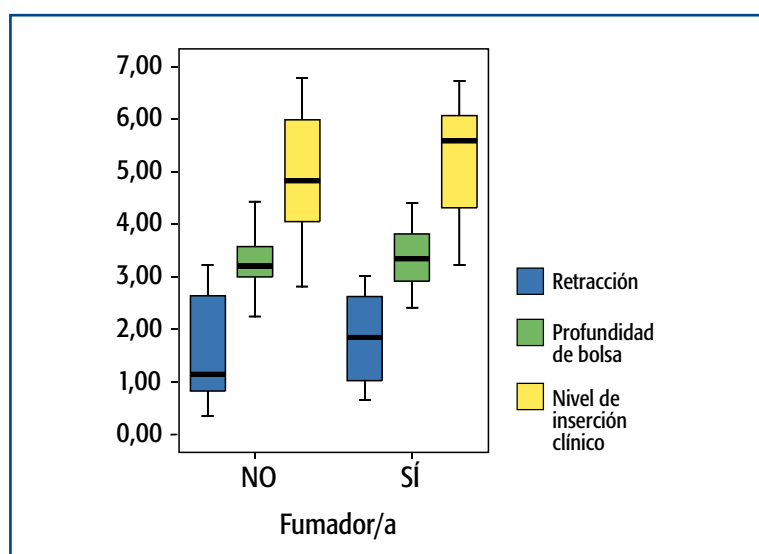


Sucede lo mismo si segmentamos los datos considerando la presencia o no de hábito tabáquico, no existiendo diferencias entre fumadores y no fumadores (Tabla R4 y Figuras 9 y 10).

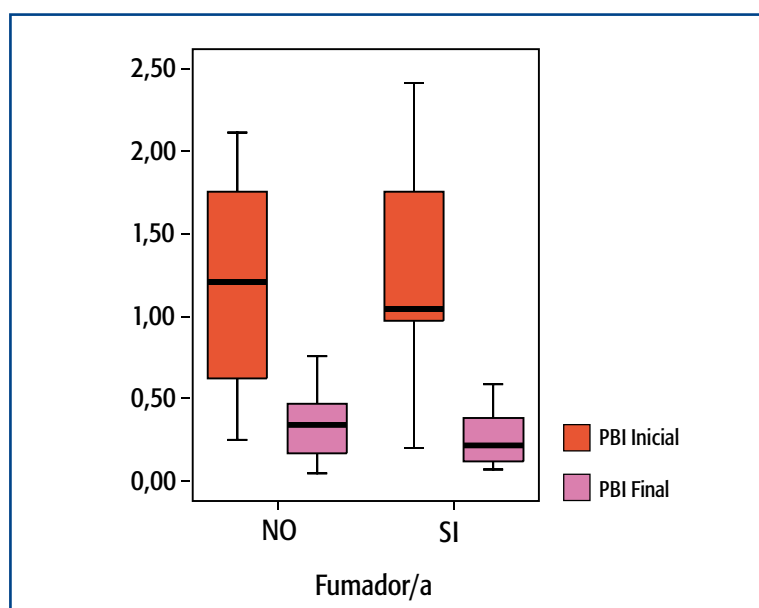
**Tabla R4**

Ausencia de diferencias entre fumadores y no fumadores en los principales valores clínicos utilizados.

	Inserción clínica Inicial (CAL)		Índice de sangrado de la papila inicial (PBI)	
	Media	Desviación típica	Media	Desviación típica
No Fumadores	4,82	1,22	1,20	0,63
Fumadores	5,21	1,14	1,05	0,62
Nivel de significación (p)	NS(0,388)		NS(0,523)	


**Figura 9**

Distribución de los principales valores clínicos y hábito tabáquico.


**Figura 10**

Distribución de los PBI y hábito tabáquico



## Valores clínicos postratamiento:

Los valores medios de todos nuestros pacientes al final del tratamiento (6 semanas) para los diversos parámetros clínicos que hemos considerado en este estudio, pueden observarse en la tabla R5.

**Tabla R5** Valores finales de los índices clínicos utilizados.

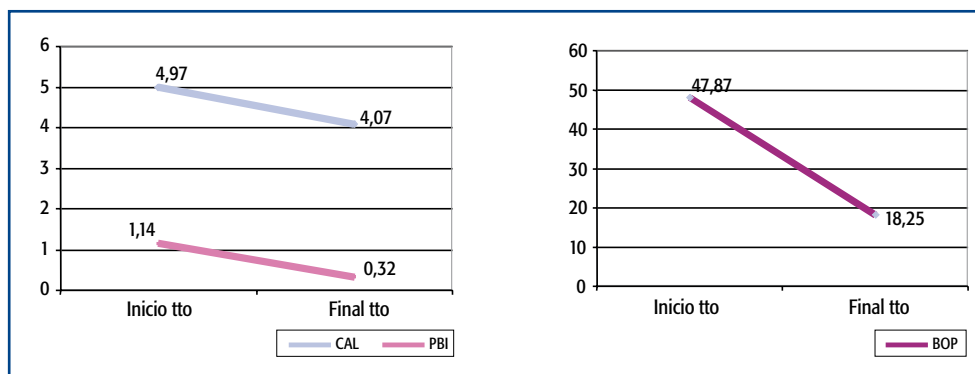
	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
Retracción Final	0,36	3,23	1,68	0,92
Profundidad de bolsa final	1,19	3,75	2,38	0,62
Nivel de inserción clínico final (CAL1)	2,00	6,03	4,07	1,14
Índice de sangrado de la papila final (PBI2)	0,05	0,76	0,32	0,20
Puntos de sangrado al final del tratamiento (BOP2)	2,00	60,00	18,25	13,66

Si consideramos el conjunto de los 30 pacientes, existe una marcada mejora entre los valores al inicio y al término del tratamiento de los índices de sondaje y sangrado considerados, siendo este cambio estadísticamente significativo (Tabla R6, Figuras 11 y 12).

**Tabla R6** Cambios en el conjunto de los pacientes tratados.

	Diferencias entre los valores iniciales y finales					
	Media	Desviación típica.	Error típico de la media	95% Intervalo de confianza para la diferencia		p
CAL1 – CAL2	0,90	0,52	0,09	0,71	1,10	<0,0001
PBI1 – PBI2	0,81	0,50	0,09	0,62	1,00	<0,0001
BOP1 – BOP2	29,61	12,11	2,21	25,08	34,13	<0,0001

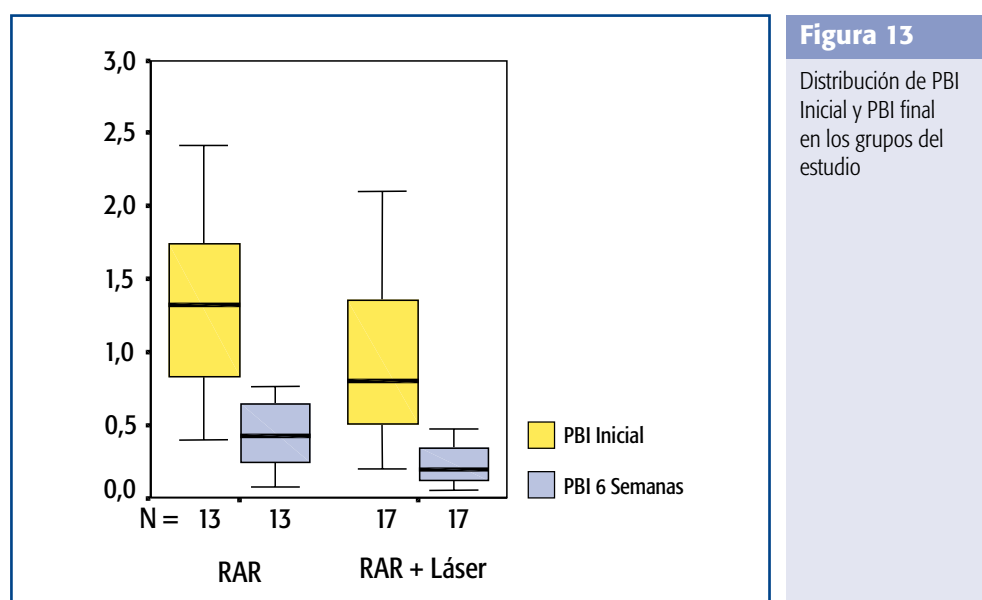
**Figuras 11 y 12** Valores iniciales y finales en la población estudio



### Diferencias entre grupos de estudio:

El valor medio PBI disminuyó en el grupo de tratamiento periodontal no quirúrgico convencional (raspaje y alisado radicular) desde  $1,38 \pm 0,61$  (media  $\pm$  desviación estándar) hasta  $0,43 \pm 0,22$  ( $p < 0,0001$ ) y el valor medio BOP desde  $58,97 \pm 17,71$  hasta  $27,71 \pm 14,41$  ( $p < 0,0001$ ). En el grupo de tratamiento periodontal combinado con láser el valor medio de PBI disminuyó desde el  $0,95 \pm 0,57$  hasta el  $0,24 \pm 0,13$  ( $p < 0,0001$ ) y el valor medio de BOP desde el  $39,37 \pm 19,90$  hasta el  $11,02 \pm 7,36$  ( $p < 0,0001$ ).

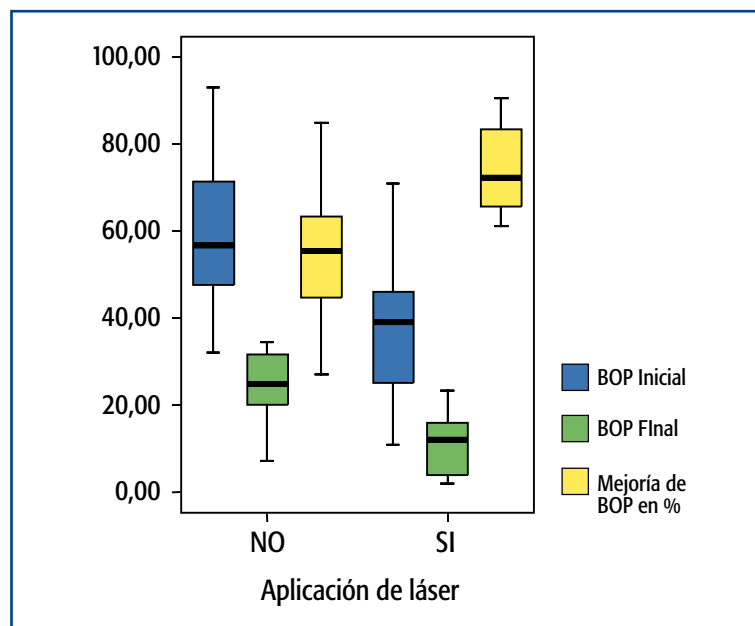
El PBI medio en el momento de inicio del estudio fue similar en los dos grupos considerados ( $p = 0,065$ ). A las seis semanas de finalizar el tratamiento la media del PBI en el grupo que recibió tratamiento periodontal tradicional fue de 0,43 frente a 0,24 en el grupo de tratamiento combinado con láser, siendo la diferencia estadísticamente significativa ( $p = 0,014$ ) (Figura 13 y Tabla R7)



Si consideramos la disminución del BOP, encontramos que en el grupo tratado únicamente con raspado y alisado, la disminución es un 19,55 % menor ( $p < 0,0001$ ) que en el grupo en que se utilizó el láser como complemento (Figura 14).

**Figura 14**

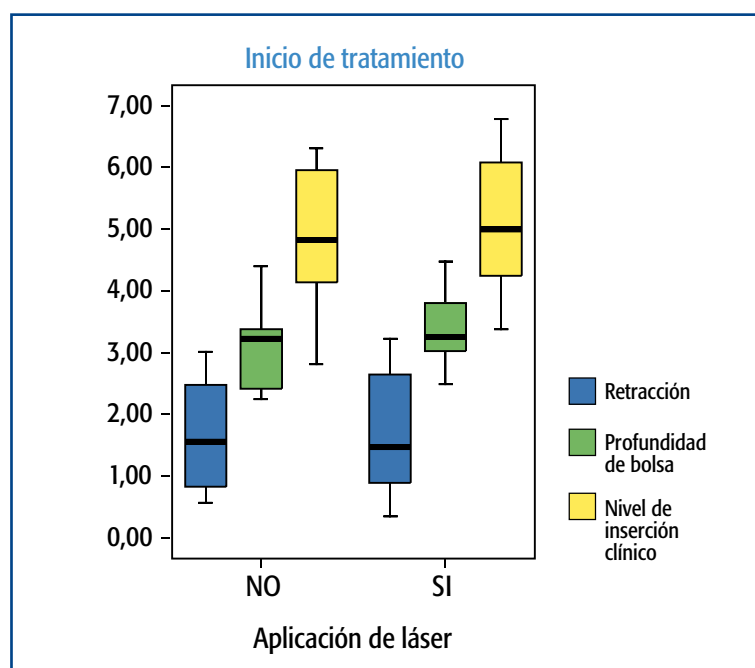
Distribución de PBI Inicial y PBI final y % de mejoría de BOP en los grupos del estudio

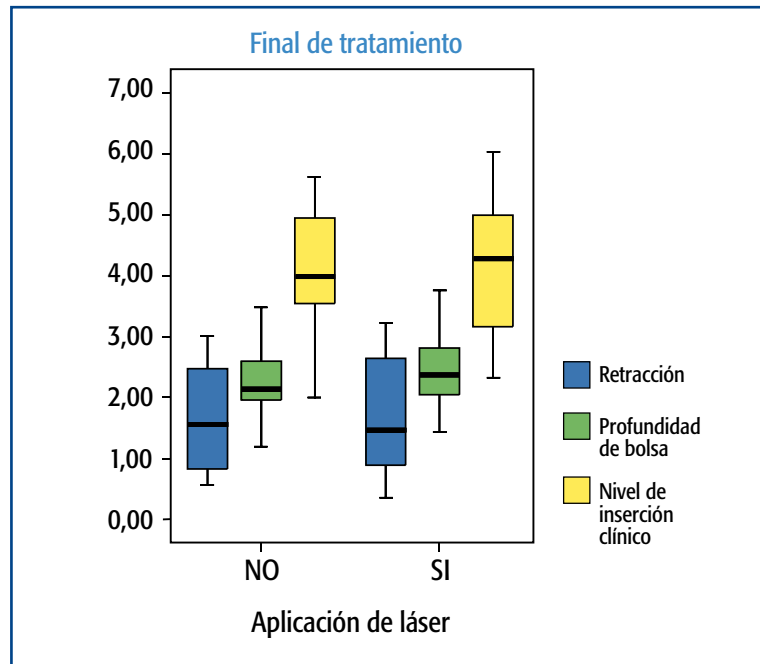


El valor medio inicial de CAL fue de  $4,78 \pm 1,25$  mm en el grupo de tratamiento tradicional frente a  $5,12 \pm 1,14$  mm en el grupo de tratamiento periodontal convencional combinado con la aplicación de láser, siendo ambos grupos comparables ( $p=0,71$ ). Al final del tratamiento el valor medio de CAL disminuyó en ambos grupos ( hasta  $3,93 \pm 1,14$  mm y  $4,17 \pm 1,17$  mm respectivamente,  $p<0,0001$  en ambos casos), pero sin que existan diferencias estadísticamente significativas entre el grado de reducción de ambos grupos ( $p=0,67$ ) (Figuras 15 y 16; Tabla R7).

**Figura 15**

Valores clínicos analizados al inicio del tratamiento





**Figura 16**

Valores clínicos analizados al finalizar el tratamiento.

**Tabla R7**

Cambios en los principales indicadores clínicos (intervalos de confianza para la media al 95%).

	PBI1 (Inicial)	PBI2 (6 Semanas)	P *	CAL1 (Inicial)	CAL2 (6 Semanas)	P *
RAR	1.01-1.75	0.29-0.57	<0.0001	4.02-5.54	3.24-4.62	<0.0001
RAR + Láser	0.66-1.25	0.16-0.31	<0.0001	4.53-5.71	3.57-4.68	<0.0001
p **	NS	0.014		NS	NS	

\* Entre el inicio y final del tratamiento.

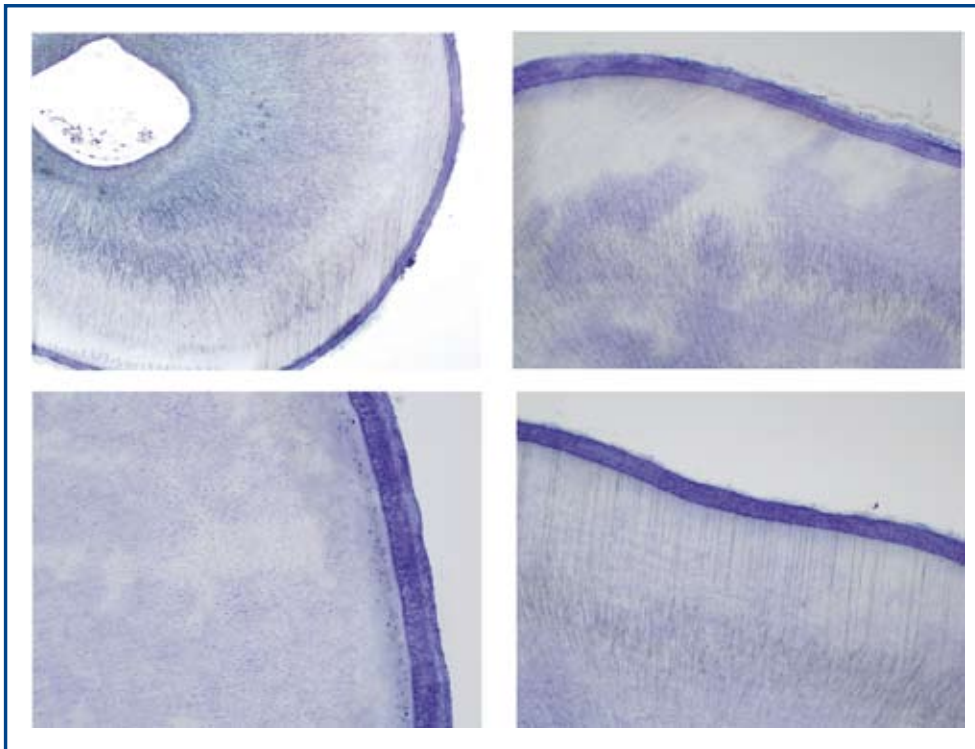
\*\* Entre el grupo en el que se aplicó láser y en el que no.

## 5.2.- Resultados estudio morfológico I: Microscopía Óptica.

Los resultados obtenidos, en el estudio morfológico tras el análisis microscópico de las muestras, no revelaron ningún tipo de alteración de la superficie radicular en los dientes sometidos a la irradiación con láser de diodo previa a su exodoncia. Las muestras presentaron una fina película superficial variable en tamaño y forma consecuencia de la preparación histológica. Histológicamente a nivel radicular, sin embargo, no se apreciaron signos de efectos secundarios térmicos como cráteres, existencia de dentina expuesta, signos de fusión o carbonización, grietas o fisuras (Figura 17).

**Figura 17**

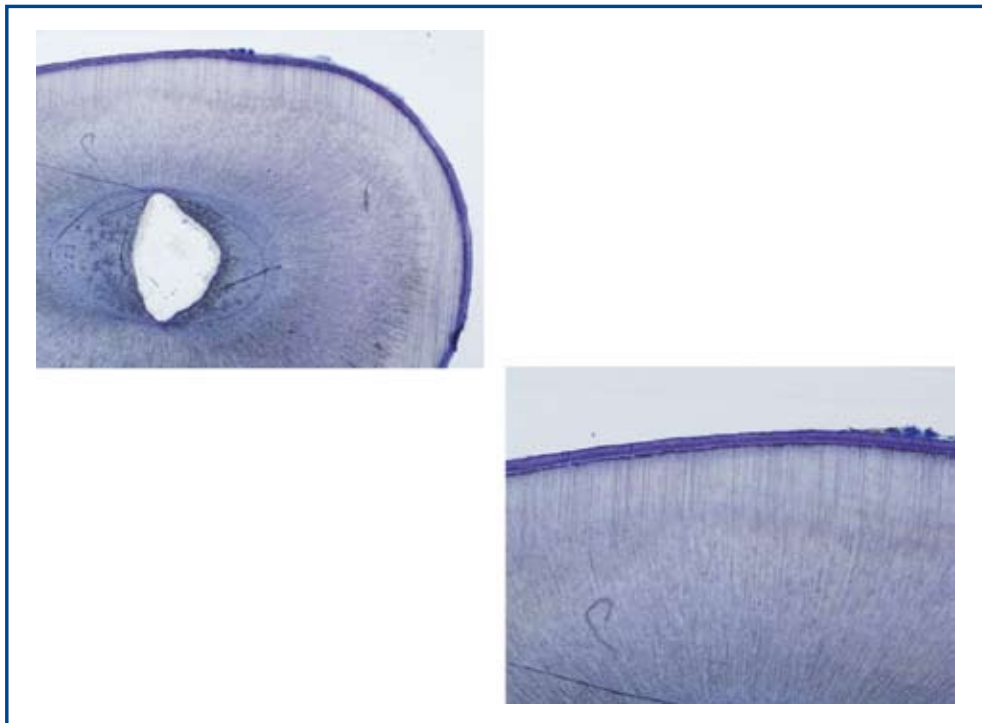
Secciones radiculares dientes unirradiculares (x20,x40)



Los resultados histológicos confirmaron la ausencia de efectos secundarios adversos sobre la superficie dentaria tras la irradiación con láser de diodo InGaAsP siguiendo el protocolo clínico descrito (LEYES *et al.*, 2004) al evidenciar superficies radiculares libres de socavados o defectos en forma de cráter en todas de las secciones observadas tanto en dientes unirradiculares (Figuras 17 y 18) como en los dientes multirradiculares analizados (Figura 19).

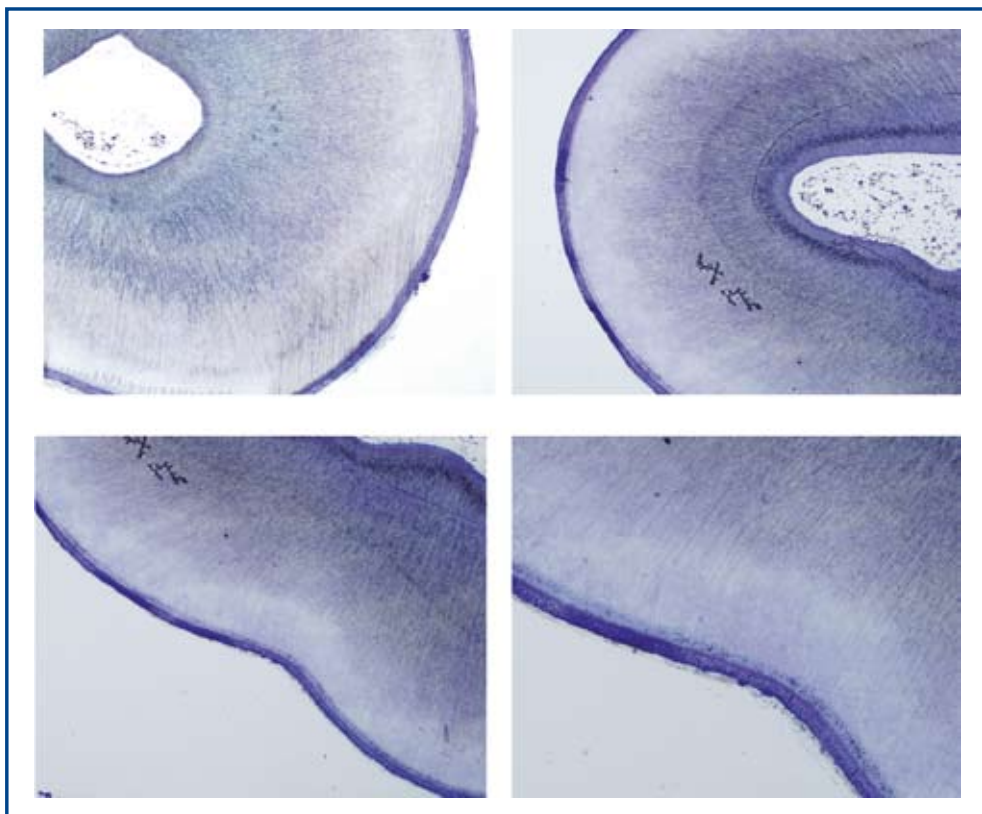
**Figura 18**

Secciones radiculares (x 20, x40)



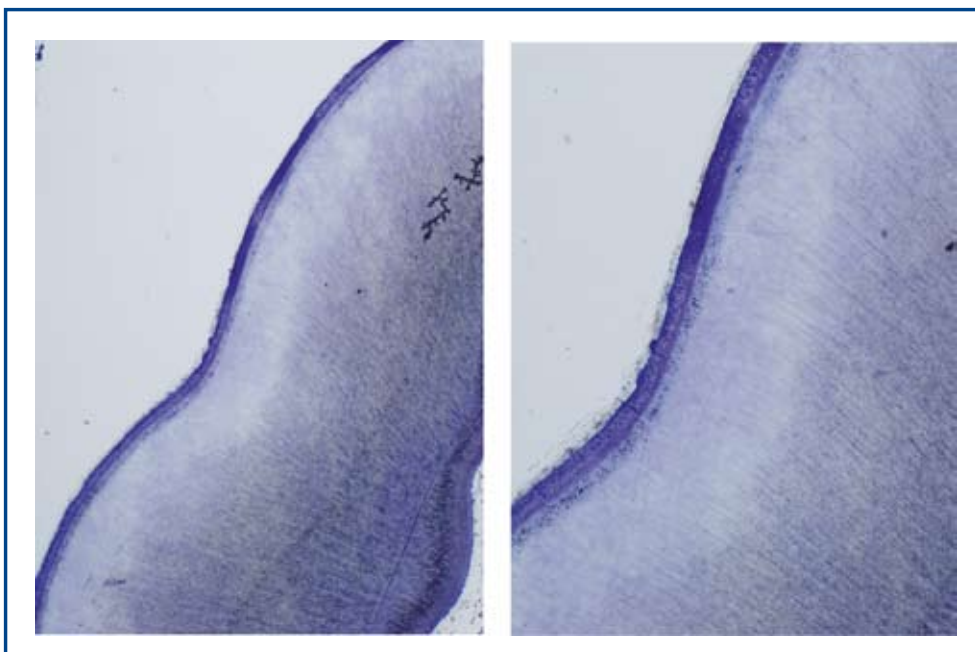
**Figura 19**

Secciones radiculares dientes multirradiculares (x20, x40)



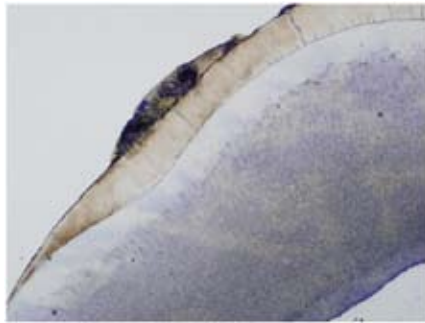
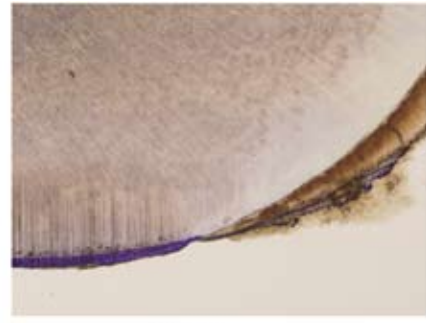
**Figura 20**

Imagen zona de la furca (x40, x60).



La observación microscópica de las muestras (secciones radiculares) permitió igualmente observar la ausencia de depósitos duros sobre la superficie radicular lo que confirma además la eficacia de la aplicación combinada del raspado y alisado radicular con la aplicación del láser en la eliminación del cálculo supra y subgingival (Figura 21). En la figura 21, observamos en las secciones A y B, la presencia de cálculo supragingival (adherido al cemento) en un diente no sometido al protocolo de estudio y en las secciones C y D, observamos la unión amelo-cementaria de dientes sometidos a irradiación con láser de diodo. Las imágenes muestran dos tipos de unión amelo-cementaria libres de depósitos duros (cálculo) tras someterse al protocolo clínico "*in vivo*".



**Fig. 21A****Fig. 21B****Fig. 21C****Fig. 21D**

## 5.3.- Resultados del estudio morfológico II: Microscopía Electrónica de Barrido.

Las imágenes macroscópicas (x20) ofrecen una imagen global de la zona a irradiar con el láser de diodo InGaAsP (sección A de las figuras). Las imágenes a mayor aumento (x40, x2000 y x10000) nos muestran la superficie implantaria irradiada en las secciones B y C, realizadas a idénticos aumentos que en las superficies irradiadas (grupos de estudio) para permitir su comparación (Figura 22).

**Figura 22**

Imágenes Grupo Control (no irradiadas)

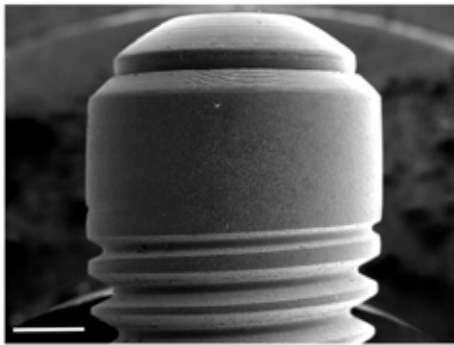


Fig. 22A barra=5 mm

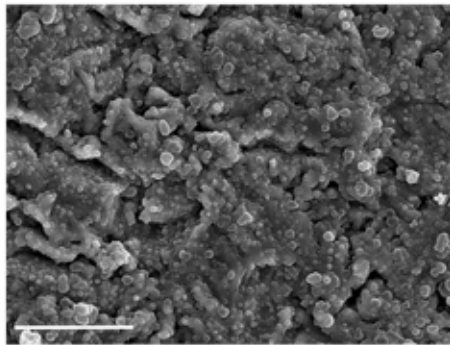


Fig. 22B barra=16μm

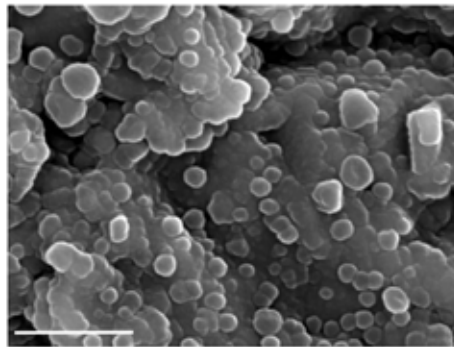


Fig. 22C barra=3μm

En las imágenes de MEB obtenidas tras la irradiación con láser de diodo InGaAsP (980 nm) durante, un período de 60 segundos, a 1 W de potencia (grupo 1-modo periodontal) no observamos signos de fusión de la superficie implantaria ni tampoco signos de daños en la superficie implantaria (pérdida de la porosidad, cráteres, microfracturas, desprendimientos superficiales, etc) o alteraciones morfológicas (Figura 23).

**Figura 23**

Imágenes Grupo 1 (modo periodontal/1W)

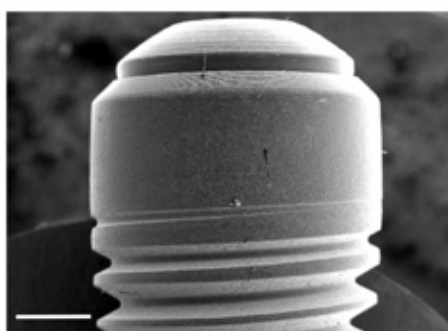


Fig. 23A barra=1mm

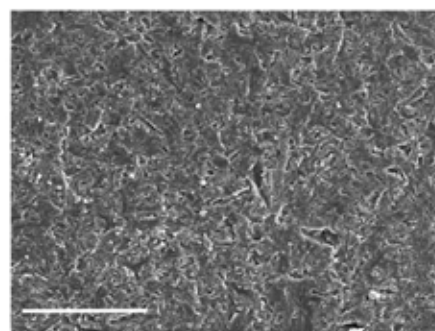


Fig. 23B barra=87μm

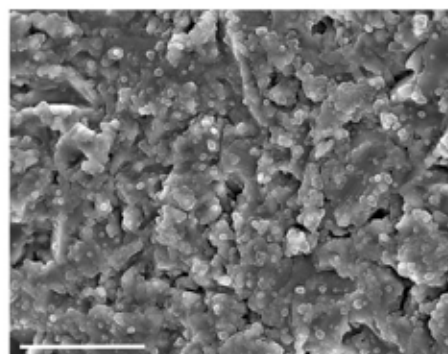


Fig. 23C barra=16 μm

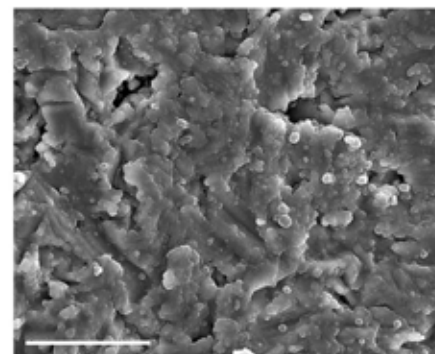


Fig. 23D barra=16μm

Las imágenes con MEB del grupo 2, obtenidas tras la irradiación con láser de diodo InGaAsP en modo continuo a 15 W de potencia (máxima potencia permitida por el aparato de láser) tampoco evidenciaron alteración morfológica de la superficie del implante. Los resultados obtenidos demuestran que el láser de diodo InGaAsP (980 nm) no modifica la superficie de los implantes irradiados independientemente de la potencia (1W vs 15W) o del modo de aplicación empleado (discontinuo vs continuo).

De hecho, el estudio morfológico ultraestructural realizado mediante análisis con MEB no demostró la existencia de diferencias entre las superficies implantarias irradiadas y no irradiadas con el láser de diodo InGaAsP (980 nm).

**Figura 24**

Imágenes Grupo 2 (modo continuo/15W)

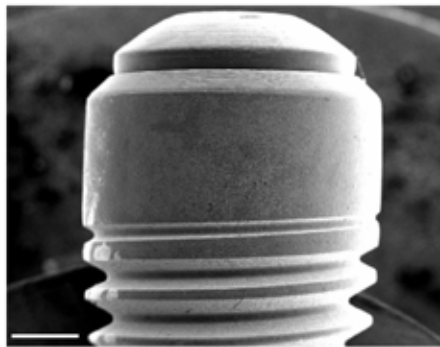


Fig. 24A barra=1,5 mm

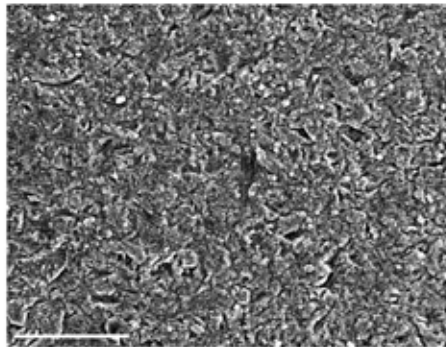


Fig. 24B barra=72 μm

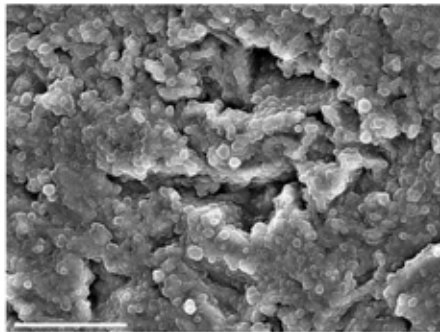


Fig. 24C barra=15,5 μm

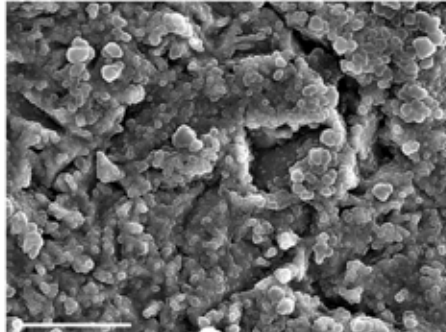


Fig. 24D barra=15 μm



# 6

*Discusión*





# Discusión



Durante la realización de este trabajo de investigación se han abordado cuestiones que atañen a campos del conocimiento clínico y aplicado que están íntimamente relacionadas: la aplicación clínica de la tecnología láser, la comprobación clínica de una técnica protocolizada como coadyuvante del tratamiento periodontal convencional y el análisis morfológico de la aplicación de la irradiación láser sobre las superficies tratadas (superficies dentarias e implantarias).

Los estudios aquí presentados no suponen el final de una línea de investigación que comenzó con la aplicación clínica de una novedosa tecnología en el ámbito de la Periodoncia y la Implantología. Únicamente pretenden ser inicio de un largo camino en la investigación de la aplicación de la tecnología láser en Odontología, concretamente del láser de diodo, en la que queda mucho por recorrer. Existen aspectos de la aplicación clínica del láser de diodo que no hemos abordado, otros aspectos han ido surgiendo a medida que llevábamos a cabo nuestros estudios y por tanto, no podemos dar por concluida nuestra labor de investigación.

En el apartado de discusión realizaremos un análisis crítico de los estudios realizados y de los resultados obtenidos en cada uno de ellos de forma individual.



## 6.1- Discusión estudio clínico

El uso del láser dental en el tratamiento de la periodontitis crónica está basado fundamentalmente en los beneficios del raspado y alisado radicular subgingival (ROMANOS *et al.*, 2004) añadidos a la aplicación de la irradiación láser que mejoraría la regeneración celular del cemento, del ligamento periodontal y del hueso alveolar con una disminución significativa de las bacterias patógenas subgingivales (De SOUZA *et al.*, 2005; STEIN, *et al.*, 2005; KHADRA *et al.*, 2005).

Las investigaciones sobre la aplicación del láser en el tratamiento de la periodontitis crónica son numerosas. Las posibilidades clínicas de aplicación del láser en Periodoncia han suscitado un enorme interés científico en la última década y han sido varios los tipos de láser empleados en numerosos estudios realizados en condiciones *in vitro* e *in vivo* (COBB, 2006). Su potencial efecto bactericida también ha sido analizado llegando a la conclusión de que el efecto bactericida de los láseres de uso odontológico depende de las especies bacterianas estudiadas, de la longitud de onda empleada y de la dosis de irradiación emitida (CHAN y LAI, 2003).

Debido a su más reciente incorporación al mercado tecnológico dental, los estudios sobre las posibles aplicaciones clínicas de los láseres de diodo son menos numerosas. Los estudios *in vitro* para valorar la eficacia del láser de diodo y su aplicación en Periodoncia han sido realizados empleando varios modelos de aparatos: el láser de 665 nm AlGeAs (aluminio-germanio-arsenio); el láser 810 nm GaAlAs (galio-aluminio-arsenio) y el láser 980 nm (YILMAZ *et al.*, 2003; THEODORO *et al.*, 2003; KREISLER *et al.*, 2001; ROMANOS *et al.*, 2004; KAMMA *et al.*, 2006). Los resultados de los estudios realizados han determinado que la remoción del cálculo subgingival empleando el láser de diodo *in vitro* es comparable al raspaje y alisado radicular manual (KREISLER *et al.*, 2001; THEODORO *et al.*, 2003; ROMANOS *et al.*, 2004). No obstante, los resultados de algunos estudios realizados *in vivo*, ponen en entredicho estos datos, al demostrar la existencia de cálculo remanente tras el tratamiento con láser de diodo y daños estructurales significativos en las superficies radiculares tratadas (KREISLER *et al.*, 2001). En un trabajo posterior, Yilmaz y cols. (2002) empleando el láser de GaAlAs en la realización de un ensayo clínico randomizado no hallaron ninguna ventaja adicional en la aplicación del láser frente al raspaje y alisado radicular manual empleados de forma aislada. Como consecuencia de ello surge la controversia entorno a la aplicación del láser de diodo en Odontología, si bien en los últimos años de la década de los 90 y principios del 2000 se ha dedicado un esfuerzo considerable al análisis de la interacción tisular del láser de diodo y al estudio de su papel en la terapia radicular periodontal. Hasta el momento actual, se han publicado unos 23 estudios clínicos

en humanos (COBB, 2006). A pesar de ello, existen dificultades para su análisis comparativo. Las razones de la dificultad mencionada son variadas, por ejemplo: los diferentes tipos de láseres empleados, las diferencias en el diseño de los estudios realizados, la ausencia de un grupo control adecuado, las diferencias en el protocolo clínico empleado o en la severidad de la enfermedad periodontal tratada, el registro de diferentes índices clínicos o la utilización de longitudes de onda distintas o diferentes períodos de seguimiento.

Por otra parte, conviene recordar que existen diferencias entre los estudios *in vitro* e *in vivo*. Estas diferencias podrían atribuirse a la presencia de sangre y otros fluidos corporales en los estudios realizados *in vivo* que alterarían, al contener sustancias como la hemoglobina, la cantidad de radiación que alcanza el cálculo subgingival o las superficies dentarias irradiadas. Las diferencias constatadas entre ambas situaciones a estudio (ambiente de laboratorio y ambiente clínico) constituyó nuestra primera motivación al intentar llevar a cabo un estudio clínico y un estudio morfológico con dientes sometidos a la irradiación láser en clínica (fase inicial de nuestro trabajo de investigación). Tras la realización de la revisión bibliográfica previa necesaria para determinar el estado de la investigación sobre el empleo de la irradiación láser en Odontología pudimos inferir que el láser de diodo no representaba ventajas adicionales sobre el empleo del raspado y alisado radicular en el tratamiento periodontal considerado como monoterapia. Sin embargo, no se había analizado todavía su posible potencial clínico como tratamiento coadyuvante al tratamiento periodontal tradicional en una terapia asociada o combinada (raspaje y alisado radicular + irradiación láser de diodo). De hecho, nuestro trabajo constituye el primer estudio clínico realizado que analiza la eficacia de la aplicación clínica del láser de diodo de alta potencia como tratamiento coadyuvante del raspaje y alisado convencional (LEYES *et al.*, 2004). Al año siguiente, Kreisler y cols. (2005) publicaron un estudio clínico similar empleando un láser de diodo de menor longitud de onda (809 nm). Por todo lo expuesto anteriormente, únicamente realizaremos la discusión de resultados con aquellos estudios que permitan un análisis comparativo.

Los resultados de nuestro estudio clínico parecen indicar de forma genérica que el tratamiento de raspado y alisado radicular en combinación con la aplicación de láser en la bolsa periodontal producen una ligera mejoría cualitativa en los índices clínicos registrados respecto al tratamiento periodontal tradicional. Así, en nuestro trabajo se confirma una reducción estadísticamente significativa del PBI y del CAL después del tratamiento en ambos grupos, pero estadísticamente mayor en el sangrado al sondaje en el grupo con tratamiento coadyuvante de láser diodo. Al igual que otros autores como Moritz y cols. (1998) con láser de diodo, y Schwarz y cols. (2001) con láser de Er:YAG, hemos detectado una evidente mejoría clínica en los pacientes en los que se ha utilizado el láser como

complemento del raspaje y alisado radicular frente al grupo de pacientes en los que no se empleó el láser (MORITZ *et al.*, 1998, SCHWARZ *et al.*, 2001). Respecto a los resultados obtenidos por Moritz y cols. (1998) utilizando también un láser de diodo, hemos de destacar que en nuestro caso el protocolo de utilización clínica empleado es más sencillo, adaptándose mucho mejor al sistema de trabajo presente habitualmente en la práctica clínica diaria de una consulta dental. También es importante señalar que la longitud de onda utilizada fue mayor, 980 nm frente a los 805 nm del láser de diodo empleado por Moritz y cols. Por otra parte, en nuestro estudio registramos diferencias estadísticamente significativas en números absolutos, mientras que estos autores tan sólo hablan de porcentajes de pacientes con reducción de sangrado al sondaje y con reducción de profundidad de bolsa (la inferencia estadística de nuestro estudio es más marcada que en su trabajo). A pesar de los prometedores resultados obtenidos, Moritz y cols. (1998) describieron la posibilidad de provocar alteraciones morfológicas en las superficies radiculares tratadas y daño térmico en los tejidos adyacentes.

Estas afirmaciones nos permitieron valorar seriamente la posibilidad de determinar la existencia de daños o efectos colaterales en el empleo de láseres de diodo de mayor longitud de onda y potencia, y finalmente, nos llevaron a diseñar paralelamente a la realización del estudio clínico un estudio morfológico de las superficies tratadas tras la aplicación clínica del láser de diodo (InGaAsP), estudio que constituye nuestra segunda hipótesis de trabajo.

En cuanto al trabajo realizado por Schwarz y cols. (2001); los autores encontraron una reducción de la profundidad de bolsa de 1.4 mm a los 3 meses y de 2.0 mm a los 6 meses en el grupo tratado con láser de Er:YAG frente a unos valores de 1.2 mm y 1.6 mm respectivamente en el grupo control. Estos resultados iniciales permanecieron estables al menos 2 años y fueron registrados en un estudio posterior (SCHWARZ, 2003a). Los autores citados demostraron que el láser de Er:YAG representa una alternativa útil en la terapia no quirúrgica periodontal con similares resultados clínicos a corto y largo plazo que la instrumentación manual con curetas.

Pero, en relación a la eficacia clínica de la aplicación del láser en el tratamiento periodontal no quirúrgico convencional, los resultados de nuestro estudio clínico sin embargo contrastan con los obtenidos por Yilmaz y cols. (YILMAZ *et al.*, 2002). Estos autores indican que la utilización del láser de diodo no confiere beneficios clínicos adicionales al tratamiento convencional de desbridamiento mecánico o curetaje subgingival. Los resultados contradictorios de ambos trabajos (YILMAZ *et al.*, 2002 y LEYES *et al.*, 2004) parten de diferencias de base en los estudios clínicos realizados. Las diferencias son debidas a distintos factores, entre ellos, destacaremos los siguientes: el distinto diseño del estudio (por cuadrantes en

el trabajo de Yilmaz y cols. (2002) frente a boca completa en el trabajo firmado por nuestro grupo de investigación), el reducido número de pacientes (tan sólo 10 individuos en el trabajo de Yilmaz y cols. (2002) vs 30 individuos en nuestro trabajo). También conviene considerar el hecho de que Yilmaz y cols. (2002) hayan seleccionado únicamente dientes uniradiculares, donde es más sencillo que el raspaje y alisado radicular convencional sea más efectivo mientras en nuestro trabajo consideramos dientes uni y multiradiculares.

Otro aspecto a tener en consideración es que la evaluación final del tratamiento con láser realizado se realizó a los 32 días (Yilmaz y cols. (2002)) frente a los 48 de nuestro trabajo (tiempo de regeneración estimado para el tejido conectivo).

No obstante, los resultados del estudio clínico prospectivo realizado por Kreisler y cols. (2005) empleando un láser de diodo (GaAlAs, 809 nm) y un protocolo clínico similar al nuestro son también muy semejantes. Así, la profundidad de la bolsa se redujo de 4.2 mm (valor medio) a 2.4 mm en el grupo tratado con láser y de 4.3 mm a 2.7 mm en el grupo control. El índice CAL se redujo en ambos grupos desde 5.5 mm a 3.9 mm en el grupo tratado con láser y 4.2 mm en el grupo control. Las diferencias halladas en la reducción de la profundidad de la bolsa y CAL entre ambos grupos resultaron estadísticamente significativas ( $p < 0.001$ ). Sin embargo, a pesar de estos resultados los autores cuestionan la relevancia clínica de los resultados obtenidos y subrayan el hecho de que la población de su estudio presenta una periodontitis moderada tal como se muestra en la distribución de los valores de profundidad de bolsa periodontal al inicio del estudio, estimando necesario los autores la realización de un estudio posterior en pacientes con enfermedad periodontal severa. No consideramos relevante esta afirmación, pues en pacientes con periodontitis severa o grave sería difícil aislar otros factores concomitantes y agravantes de la enfermedad periodontal (diabetes, inmunosupresión, ...). De hecho, recientemente se ha publicado un estudio sobre el efecto del láser de diodo de 980 nm en el tratamiento de la periodontitis agresiva (KAMMA *et al.*, 2006) que confirma los buenos resultados clínicos de la asociación del raspaje y alisado radicular con la irradiación láser. Tras el período de observación del estudio (12 semanas), el raspaje y alisado radicular realizado conjuntamente con la irradiación láser durante 30 segundos fue más eficaz clínicamente que la realización del raspaje y alisado o la aplicación del láser. Los resultados obtenidos fueron estadísticamente significativos para la reducción de la profundidad de bolsa periodontal, el sangrado gingival y el nivel de inserción gingival (parámetros PPD, POB y CAL).

Por otra parte, la evaluación subjetiva del discomfort durante y después del tratamiento realizada durante el curso del ensayo clínico, nos sugieren la utilidad

de evaluar de forma más precisa este parámetro en futuros estudios. En el grupo de pacientes tratados con raspado y alisado radicular en combinación con la aplicación de láser y como un efecto colateral positivo hemos encontrado que la impresión subjetiva fue de mucha menor sensibilidad postratamiento que en el grupo no tratado con láser. Estos datos deben ser confirmados con un mayor número de pacientes, índices de medición precisos y un período de seguimiento más prolongado.

Se acepta generalmente que el efecto secundario más importante del tratamiento periodontal tradicional es el aumento de la hipersensibilidad dentinaria (SCHMID, 1998; TAANI *et al.*, 2002), y por otra parte, el tratamiento de la zona del cuello dentario con láser para eliminar la hipersensibilidad ha demostrado ser altamente efectivo (MORITZ *et al.*, 1996; RENTON-HARPER *et al.*, 1992; KIMURA, *et al.*, 2000).

## 6.2.- Discusión estudio morfológico I: Microscopía Óptica

La efectividad clínica del láser en Odontología ha sido objeto de estudio, incluso de análisis específicos referidos a su utilización en la terapéutica periodontal (Am Acad Periodontol, 2002; COOB, 2006). La cuestión a debate es: cuáles son los protocolos clínicos que deben ser empleados para conseguir efectos terapéuticos sin dañar la superficie radicular. La observación de alteraciones de la superficie radicular asociadas a la irradiación láser ha suscitado cierta aprensión sobre la idoneidad del empleo de los láseres en la terapia periodontal. Algunos estudios *in vitro* sugirieron la presencia de potenciales efectos adversos de la aplicación del láser sobre las superficies radiculares. Estos estudios (empleando láseres como el Nd:YAG, CO<sub>2</sub> o Er:YAG) registraron alteraciones físicas de la superficie de la raíz dentaria como calcinación y carbonización, depresiones foveas y cavitación, fusión de la fase mineral seguida de resolidificación y desprendimiento de la superficie del cemento dando como resultado la exposición de los túbulos dentinarios subyacentes (MORLOCK *et al.*; 1992; GOPIN *et al.*, 1997; ISRAEL *et al.*, 1997; ISHIKAWA *et al.*, 2004). Como consecuencia de la inadecuada y errónea aplicación de estos láseres se ha creado cierta confusión y alarmismo sobre la utilización del láser en la terapia periodontal radicular.

El propósito de realizar el presente estudio morfológico fue evaluar *in vivo* la existencia de posibles alteraciones morfológicas producidas en las superficies radiculares tras la irradiación con láser de diodo InGaAsP (980nm) coadyuvante a la realización del raspaje y alisado radicular convencional.

Aunque la FDA aprobó en 1995, el empleo del láser de diodo en la cirugía oral de tejidos blandos y más tarde, en 1998, su uso en el desbridamiento sulcular periodontal, la irradiación láser de diodo precisa de mayor investigación clínica y aplicada (AOKI A *et al.*, 2004). Los estudios al respecto sobre el empleo de láseres de diodo en la literatura científica son escasos y sus resultados poco o nada concluyentes, incluso contradictorios, agravando si cabe más la controversia y la incertidumbre entorno a su uso en Periodoncia. De hecho, en una revisión sistemática de la literatura sobre la utilización del láser en Periodoncia constatamos la afirmación de que la utilización de láseres de diodo de alta potencia, especialmente utilizado en modo continuo, puede causar alteraciones de la superficie radicular en presencia de sangre y elevadas temperaturas dependiendo de la potencia empleada (AOKI A *et al.*, 2004). Más recientemente, tras la realización de un estudio histológico para comparar la instrumentación manual, la instru-

mentación ultrasónica y la irradiación con láser CO<sub>2</sub> *in situ*, Crespi y cols. (2005) consideraron que la utilización del láser a baja potencia y en modo desfocalizado de forma combinada con la instrumentación mecánica tradicional es una técnica complementaria en el tratamiento de dientes periodontales.

En un estudio reciente, Haypek y cols. (2006) realizaron un análisis térmico, morfológico y de biocompatibilidad de la interacción de un láser de diodo GaAlAs (808 nm) sobre la superficie radicular. Se trata de un estudio *in vitro*, la aplicación del láser se efectúa empleando una fibra óptica de 400µm paralela a la superficie radicular de dientes exodonciados para simular las condiciones clínicas con potencias de 1,5W en modo discontinuo y continuo durante 30 segs. Los autores indican que el uso del láser de diodo de alta potencia es térmicamente seguro, no causa alteraciones de la superficie radicular independientemente del modo de uso (continuo o discontinuo) tras la realización de un estudio con Microscopía Electrónica de Barrido y no altera la biocompatibilidad de la superficie radicular tratada. El análisis térmico durante la irradiación demostró que si bien el modo continuo provocaba un incremento significativamente mayor de la temperatura que el observado en el modo discontinuo, el incremento total de la temperatura se encontraba dentro de los límites biológicos de seguridad, concluyendo que la aplicación con láser de diodo era segura.

Otros autores como Kreisler y cols. (2002b), con anterioridad habían indicado que la aplicación de láser de diodo GaAlAs (809 nm) podía causar daño en los tejidos duros dentales si los parámetros empleados no eran los adecuados. Realizaron un estudio *in vitro*, en el que los dientes analizados, exodonciados por motivos periodontales, fueron irradiados con potencias de 0,5-2,5 W durante períodos de tiempo de 10-30 segs. Adicionalmente, una parte de la superficie radicular fue recubierta con solución salina o una fina película de sangre antes del tratamiento con láser. La evaluación con Microscopía Óptica reveló que los dientes secos o recubiertos con solución salina no mostraron cambios superficiales visibles causados por la irradiación láser. En cambio, en las superficies radiculares recubiertas por una fina película de sangre, según la potencia empleada, observaron pequeños o serios daños superficiales y con 2,5 W de potencia la carbonización parcial o total de la superficie irradiada era visible. Estos autores otorgan una gran importancia al ángulo de aplicación del láser y a la potencia empleada como parámetros del aparato de láser y también a la presencia de irrigación acuosa y/o la contaminación por sangre de la superficie tratada. La luz láser de longitud de onda entre 800 y 980 nm es pobremente absorbida por el agua, pero sí es absorbida por la hemoglobina y otros pigmentos lo que podría explicar estos resultados, pero no supondría su justificación (en nuestro estudio existe contaminación real por sangre y otros fluidos corporales y los resultados



no coinciden). A diferencia del estudio realizado por Kreisler y cols. (2002b) y Haypek y cols. (2006), nuestro grupo de investigación ha realizado un estudio *in vivo* empleando exactamente el mismo protocolo del estudio clínico inicial y en condiciones de trabajo real (ángulo de irradiación y potencia, accesibilidad al campo, factores contaminantes, refrigeración acuosa de la fibra óptica). De hecho, parecen existir más factores de distorsión del efecto de la irradiación láser; pero el parámetro ángulo de irradiación es un factor importante a tener presente. En el trabajo de Haypek y cols. (2006) y en nuestro estudio se utilizan ángulos de irradiación próximos a 0° (paralelo a la superficie radicular) lo que justificaría la coincidencia de los resultados de ambos trabajos. Kreisler y cols. (2002b) observan en su estudio que el daño en la superficie radicular es mayor cuando los ángulos de irradiación se aproximan a 90° (perpendicular a la superficie radicular).

La trascendencia del trabajo realizado radica fundamentalmente en el diseño del estudio, nuestro trabajo es un estudio *in vivo* y los estudios de los autores referenciados son estudios *in vitro* bajo condiciones estandarizadas. Por tanto, los resultados de éstos no son del todo comparables con el estudio que presentamos. En el apartado anterior (6.1) se ha detallado la conveniencia de realizar estudios *in vivo* vs estudios *in vitro* en la investigación con láser. Además, las secciones radiculares analizadas mostraron la completa remoción del cálculo supra y subgingival. De cualquier forma, es difícil valorar si la remoción completa se debe a la utilización del láser o a la utilización de un protocolo clínico combinado de raspaje y alisado radicular convencional y aplicación de la irradiación láser.

En un estudio *in vitro* posterior, Theodoro y cols. (2003) comparan los efectos morfológicos y térmicos de la aplicación del láser Er:YAG y de diodo sobre las superficies radiculares y concluyeron que el láser de diodo no causa ninguna alteración microscópicamente detectable de la superficie radicular. Estos resultados son contrarios a los referenciados de Kreisler y cols. (2002b) y podrían deberse a diferencias en el modo de aplicación del láser, en el tiempo de exposición o en el ángulo de trabajo.

Igualmente, los resultados de nuestro trabajo también difieren de otros estudios realizados *in vitro* e *in vivo* sobre la capacidad del láser de diodo (GaAlAs de 810 nm) para la remoción del cálculo (SCHWARZ, 2003 (b)). Los resultados de nuestro trabajo muestran la completa remoción del cálculo subgingival incluso en las furcas de los molares, de cualquier forma debe advertirse que el protocolo clínico de aplicación del láser es en nuestro caso combinado con raspado y alisado radicular (como tratamiento coadyuvante de la terapia periodontal convencional) lo que supone un aspecto interesante a tener en cuenta en la valoración comparativa de los estudios referenciados arriba. Pero este no es el único aspecto discordante con los autores citados, así de los resultados del análisis comparativo

realizado *in vitro* e *in vivo* sobre la irradiación con GaAlAs concluyen que este láser de diodo es inapropiado para la remoción del cálculo porque macroscópicamente observan cálculo subgingival y porque produce alteraciones de la superficie radicular. Los autores no describen signos de efectos térmicos indeseables de la aplicación del láser de diodo, pero sí la formación de cráteres y rugosidades en la superficie radicular achacando este hecho a las diferentes condiciones de aplicación del láser en clínica y en laboratorio (sobre todo valoran la presencia de sangre sobre la superficie radicular). De acuerdo con estos autores, el láser de diodo únicamente puede ser empleado como terapia coadyuvante o subsidiaria de la instrumentación manual o ultrasónica de la superficie radicular.

Por otra parte, el curetaje de la bolsa periodontal produce un sangrado que forma una fina película de sangre sobre la superficie radicular lo que conlleva la destrucción y carbonización del tejido duro dental debido a la alta absorción de la longitud de onda del láser de diodo por la hemoglobina. Por este motivo, algunos autores aconsejan una irrigación abundante con suero salino de la bolsa periodontal o bien posponer la irradiación con láser veinticuatro horas (MORITZ *et al.*, 2006).

Sin embargo, en nuestro estudio, los resultados del análisis realizado con Microscopía Óptica de los dientes tratados según el protocolo descrito, confirman de manera clara la seguridad de la aplicación clínica del láser de diodo InGaAsP (980 nm) como coadyuvante del tratamiento periodontal convencional (raspado y alisado radicular) al demostrar la ausencia de efectos adversos sobre el cemento radicular (LÓPEZ *et al.*, 2006). En ninguno de los cortes histológicos preparados pudimos comprobar la existencia de alteraciones o cambios morfológicos de la superficie radicular. Igualmente, constatamos en todos los cortes histológicos preparados, la completa remoción del cálculo subgingival tras un tratamiento combinado (raspaje y alisado radicular + irradiación con láser de diodo).

## 6.3.- Discusión estudio morfológico II: Microscopía Electrónica de Barrido

Uno de los objetivos de este trabajo de investigación ha sido analizar el efecto del láser de diodo InGaAsP de 980 nm de longitud de onda sobre la superficie de implantes dentales de titanio. Las referencias bibliográficas sobre la utilidad clínica del láser de diodo en el tratamiento de las periimplantitis son actualmente variadas y podemos considerar el láser como una alternativa terapéutica en estos casos (HAAS *et al.*, 2000; BACH *et al.*, 2000; ROMANOS *et al.*, 2000; DÖRTBUDAK *et al.*, 2001; KREISLER *et al.*, 2002 b,c,d y 2003) aunque asociada a los procedimientos mecánicos (BACH *et al.*, 2000; WALSH, 2003).

El interés del estudio morfológico propuesto radica en demostrar la seguridad del empleo del láser de diodo InGaAsP sobre las superficies implantarias en el tratamiento de las periimplantitis. Los resultados de estudios experimentales "*in vitro*" (ROMANOS *et al.*, 2000; KHADRA *et al.* 2005) y de estudios clínicos (DORTBUDAK *et al.*, 2001) avalan su utilización clínica como procedimiento terapéutico exitoso en casos de periimplantitis.

El objetivo en el tratamiento de las periimplantitis es, primeramente, descontaminar la superficie de los implantes, pues la adherencia de los fibroblastos está impedida por la presencia de endotoxinas, para a continuación, tras la limpieza de la superficie, eliminar el tejido de granulación y nivelar el defecto óseo o restaurar el hueso perdido mediante técnicas de regeneración ósea. Sin embargo, la descontaminación de las superficies rugosas de los implantes es dificultosa.

El efecto bactericida de algunos de los láseres de uso odontológico unido al hecho de que las longitudes de onda empleadas en los láseres de uso odontológico sean pobremente absorbidas por el titanio permitió un uso inicial empírico de la irradiación láser en la Implantología (ROMANOS *et al.*, 2000; KREISLER *et al.*, 2002b). Más recientemente, la utilización del láser en el tratamiento de la periimplantitis ha sido considerada una alternativa terapéutica muy prometedora (SCHWARTZ, *et al.*, 2005).

Por otra parte, el análisis mediante Microscopía Electrónica de Barrido (MEB) de las superficies implantarias tras la irradiación con láseres odontológicos no es novedosa, lo que delata cierta preocupación en cuanto a la seguridad de su utilización. Así, el primer análisis con Microscopía Electrónica de Barrido (MEB) de los efectos del láser de diodo sobre superficies implantarias data del año 2000, cuando Romanos y cols. estudiaron los efectos de emplear potencias de 5, 10 y 15 W de irradiación láser sobre superficies implantarias de titanio arena-

das, plasma-spray (TPS) y de hidroxiapatita (HA). Los resultados de este análisis demostraron que no se producía ninguna alteración morfológica sobre la superficie de los implantes independientemente de la potencia empleada o del tipo de superficie implantaria analizada. Por ello, los autores proponen la utilización del láser de diodo como alternativa terapéutica en la segunda cirugía implantaria, en la eliminación de hiperplasias gingivales periimplantarias y también en el tratamiento de las periimplantitis.

En el año 2002, Kreisler y cols. realizaron un estudio comparativo con MEB para analizar los efectos de la irradiación láser sobre distintas superficies implantarias. Los resultados demostraron que los láseres de Nd:YAG y Ho:YAG independientemente de la potencia empleada no son útiles para su empleo en la descontaminación de superficies implantarias al provocar importantes daños en la superficie como por ejemplo fundiciones, fracturas y cráteres. Empleando el láser de Er:YAG observaron alteraciones de la superficie con una potencia de 8,9 J/cm<sup>2</sup> sobre la superficie de implantes plasma-spray (TPS); con una potencia de 11,2 J/cm<sup>2</sup> sobre superficies grabadas (SA); con una potencia de 17,8 J/cm<sup>2</sup> en la superficie con hidroxiapatita (HA) y con una potencia de 28 J/cm<sup>2</sup> sobre superficies lisas/maquinadas. El láser de CO<sub>2</sub> provocó daños en la superficie de HA con 15,2 J/cm<sup>2</sup> de potencia y en las superficies TPS y SA con 30 J/cm<sup>2</sup> de potencia. Sin embargo, el láser de diodo analizado (GaAlAs) no alteró las superficies implantarias en ningún caso, incluso empleando la máxima potencia del láser (26,6 J/cm<sup>2</sup>), concluyendo Kreisler y cols. que el láser de diodo es un láser seguro para su aplicación sobre las superficies de implantes en el tratamiento de la periimplantitis.

Por otra parte, un grupo de investigadores de la Universidad Complutense de Madrid, dirigidos por el Prof. Manuel Donado y el Prof. J.M. Martínez-González, realizaron un estudio con MEB y espectrometría de dispersión con rayos X interesante a este respecto. La Dra Esther Cáceres Madroño en su trabajo de investigación aplicó un láser de diodo de 830 nm de longitud de onda a una potencia de 5W sobre diversas superficies de implantes grabadas, arenadas y de hidroxiapatita contaminadas previamente con *P. Intermedia*, *P. Gingivalis* y *A. Actinomycescomitans* (CÁCERES, 2004). Los resultados obtenidos mostraron que la irradiación con láser de diodo no produjo alteraciones cualitativas, ni cuantitativas sobre los implantes grabados y arenados, además de inhibir el crecimiento bacteriano de los gérmenes analizados. Considerando este tipo de irradiación láser una alternativa terapéutica en el tratamiento de las enfermedades periimplantarias, ya que, consigue inhibir el crecimiento de los principales microorganismos patógenos periodontales sin producir alteraciones en la superficie de los implantes dentales.

Los resultados de nuestro estudio morfológico concuerdan con los de la mayoría de los trabajos realizados por los investigadores referenciados, pues no hemos constatado, a través de la MEB, alteraciones morfológicas en la superficie de los implantes dentales irradiados con el láser de diodo InGaAsP de 980 nm. Tanto empleando una potencia de 1W (modo pulsado o de uso periodontal) como empleando el modo continuo a 15 W de potencia que corresponde a la máxima potencia permitida por el aparato de láser seleccionado para la realización del estudio [Multidiode Odont, Franck Line/Intermedic Arfran S.A., Barcelona, Spain]. En ambos casos no se han producido alteraciones morfológicas de la superficie de titanio y no hemos observado diferencias entre los implantes tratados (grupo estudio) y los implantes no tratados con láser de diodo (grupo control).





# 7

## Conclusiones





# Conclusiones



## *Primera*

El empleo de la irradiación láser de diodo InGaAsP (980 nm) como complemento del raspado y alisado radicular en el tratamiento de la enfermedad periodontal produce una mejoría clínica en comparación con el tratamiento de raspado y alisado radicular convencional.

## *Segunda*

La irradiación con láser de diodo InGaAsP de 980 nm de longitud de onda durante el tratamiento de dientes periodontales no produce daños colaterales sobre la superficie del cemento radicular.

## *Tercera*

La irradiación con láser de diodo InGaAsP no produce alteraciones morfológicas de las superficies de los implantes independientemente de la potencia y el modo de la irradiación (continuo/discontinuo) empleado.

## *Cuarta*

La utilización del láser de diodo InGaAsP de 980 nm de longitud de onda supone una alternativa terapéutica segura y eficaz como tratamiento coadyuvante de la enfermedad periodontal y de la periimplantitis.





# 8

## Bibliografía





# Bibliografía



- ADRIÁN JC, BERNIER JL, SPRAGUE WG. Laser and the dental pulp. *Am Dental Assoc.* 1971;83:113-7.
- ADRIÁN JC. Pulp effects of neodymium laser. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1977;44:301-5.
- AINAMO J, BARMES D, BEAGRIE G, CUTRES T, MARTIN J, SARDON-INFIRRI J. Development of the World Health Organization (WHO) community periodontal index of treatment needs (CPITN). *Int Dent J.* 1982;32:281-91.
- AMERICAN MEDICAL ASSOCIATION, Council on Scientific Affairs. Lasers in medicine and surgery. *JAMA.* 1986;256:900-7.
- AMERICAN ACADEMY OF PERIODONTOLOGY. Lasers in periodontics (position paper). *J Periodontol.* 2002;73:1231-9.
- AOKI A, SASAKI KM, WATANABE H, ISHIKAWA I. Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *Periodontol 2000.* 2004;36:59-97.
- BACH G, NECKEL C, MALL C, KREKELER G. Conventional versus laser-assisted therapy of periimplantitis: a five-year comparative study. *Implant Dent* 2000;9:247-51.
- BADER HI, ESPTEIN SR. Clinical advances of pulsed Nd:YAG laser in periodontal therapy. *Pract Periodont Aesthet Dent.* 1997;9:1-5.
- BADER H. Use of lasers in periodontics. *Dent Clin North Am.* 2000;44:779-2.
- BEN HATIT Y, BLUM R, SEVERIN C, et al. The effects of a pulsed Nd: YAG laser on subgingival bacterial flora on cementum: an in vivo study. *J Clin Laser Med Surg.* 1996;14:137-143.
- BRUGNERA AJr, GARRINI AE, BOLOGNA ED, PINHEIRO TC. *Atlas of Laser Therapy Applied to Clinical Dentistry.* Sao Paulo. Ed. Quintessence Editora Ltda., 2006.
- CÁCERES MADROÑO E. Alteraciones mucosas y de los maxilares: respuesta tras la aplicación de la terapéutica láser en el tratamiento con implantes. Tesis Doctoral. Facultad de Odontología. Universidad Complutense de Madrid. 2004.
- CASTRO GL, GALLAS M, NÚÑEZ IR, BORRAJO JL, VARELA LG. Histological evaluation of the use of diode laser as an adjunct to traditional periodontal treatment. *Photomed Laser Surg.* 2006;24:64-8.
- COOB CM. Lasers in Periodontics: A review of the Literature. *J Periodontol.* 2006;77:545-64.
- COOPER LF, MYERS ML, NELSON DG, MOWERY AS. Shear strength of composite bonded to laser-pretreated dentin. *J Prosthet Dent.* 1988;60:45-9.

- CHAN Y, LAI CH. Bactericidal effects of different laser wavelengths on periodontopathic germs in photodynamic therapy. *Lasers Med Sci.* 2003;18:51-5.
- CHANTHABOURY R, IRINAKIS T. The use of lasers for periodontal debridement: Marketing tool or proven therapy?. *J Can Dent Assoc.* 2005;71:653-8.
- CHARTRAND A. Integrating laser dentistry into esthetic dentistry. *Oral Health.* 2005;4:38-42.
- CENTTY IG, BLANK LW, LEVY BA, ROMBERG E, BARNES DM. Carbon dioxide laser for de-epithelization of periodontal flaps. *J Periodontol.* 1997;68:763-8.
- CRESPI R, BARONE A, COVANI U. Histologic evaluation of three methods of periodontal root surface treatment in humans. *J Periodontol* 2005;76:476-81.
- DANIELL MD, HILL JS. A history of photodynamic therapy. *Aust N Z J Surg.* 1991;6:340-8.
- De SOUZA LA, BOTTI MT, GENOVESE WJ, FALOPPA F. Effect of low-intensity laser irradiation on the process of bone repair. *Photomed Laser Surg.* 2005;23:212-5.
- DONATH K, BREUNER G. A method for the study of undecalcified bones and teeth with attached soft tissues. The Sage-Schliff (sawing and grinding) technique. *J Oral Pathol.* 1982;11:318-26.
- DONATH K. Preparation of histologic sections by the cutting-grinding technique for hard tissue and other material not suitable to be sectioned by routine methods. Equipment and methodical performance. Exakt-Kulzer-Publication, 1995.
- DORTBUDAK O, HAAS R, BERNHART T, MAILATH-PORKOMY G. Lethal photosensitization for decontamination of implant surfaces in the treatment of peri-implantitis. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12:104-108.
- DOSTALOVA T, JELINKOVA H, HOUSOVA D, SULC J, NEMEC M, MIYAGI M, BRUGNERA Jr A, ZANIN F. Diode laser-activated bleaching. *Braz Dent J.* 2004;15 Spec No:SI3-8.
- EINSTEIN A. Zür quantentheorie der strahlung [On the quantum theory of radiation]. *Physiol Z.* 1917;18:121-8.
- EBIHARA A, TAKEDA A, ARAKI K, SUDA H, SUNADA I. Clinical evaluation of GaAlAs-semiconductor laser in the treatment of hypersensitive dentine. *Japanese Journal of Conservative Dentistry.* 1988;31:1782-7.
- ESPAÑA AJ, VELASCO V, GAY C, BERINI L, ARNABAT J. Aplicaciones del Láser de CO<sub>2</sub> en Odontología. Madrid. Ed. Ergón, S.A., 1995.
- ESPAÑA AJ. Láser en Odontología. *RCOE* 2004;9:491.(ed).
- FISHER SE, FRAME JW. The effect of the CO<sub>2</sub> laser surgical laser on oral tissues. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1984;22:414-25.
- FISHER SE, FRAME JW, BROWNW RM, TRANTER R. A comparative histological study of wound healing following CO<sub>2</sub> laser and conventional surgical excision of canine buccal mucosa. *Arch Oral Biol.* 1983;28:287-91.
- FRAME JW. Carbon dioxide laser surgery for benign oral lesions. *Br Dent J.* 1985;158:125-8.
- FRAME JW. Removal of oral soft tissue pathology with the CO<sub>2</sub> laser. *J Oral Maxillofac Surg.* 1985;43:850-5.
- FRAME JW, Das GUPTA A, DALTON G, RHYS EVANS P. Use of the CO<sub>2</sub> laser in the management of premalignant lesions of the oral mucosa. *J Laryngol Otol.* 1984;98:1251-60.
- GOAL VP. A new drill: painless dentistry isn't here yet, but technology has brought it a lot closer. *Wall Street J*, November 13, 1989:11.



- GOHARKHAY K, MORITZ A, WILDER –SMITH P et al. Effects on oral soft tissue produced by a diode laser in vitro. *Lasers Surg Med.* 1999;25:401-6.
- GOLDMAN L. Background to laser medicine-history, principles, and safety. En Goldman L (ed): *Laser Non-Surgical Medicine*. Lancaster PA, Technomic Publishing Company, New York, 1991.
- GOLDMAN L, GRAY JA, GOLDMAN J, GOLDMAN B, MEYER R. Effect of the laser beam impacts on teeth. *J Am Dent Assoc.* 1965;70:601-6.
- GOLDMAN L, HORNBY P, MEYER R, GOLDMAN B. Impact of the laser on dental caries. *Nature* 1964;203:417.
- GOLDMAN L, GOLDMAN B, Van LIEU N. Current laser dentistry. *Lasers Surg Med.* 1987;6: 559-62.
- GOPIN BW, COBB CM, RAPLEY JW, KILLOY WJ. Histological evaluation of soft tissue attachment to CO<sub>2</sub> laser-treated root surfaces: An in vivo study. *Int J Periodont Rest Dent.* 1997;17:316-25.
- GORDON JP, ZEIGLER HJ, TOWNES CH. The Maser-new type of amplifier, frequency standard and spectrometer. *Physiol Rev.* 1955;99:1264.
- GUTKNECH N, ZIMMERMANN R, LAMPERT F. Lasers in periodontology: State of the art. *J Oral Laser Applications* 2001;1:169-179.
- HAAS R, BARON M, DÖRTBUDAK O, WATZEK G. Lethal photosensitization, autogenous bone, and e-PTFE membrane for the treatment of peri-implantitis: preliminary results. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:374-82.
- HAAS R, DORTBUDAK O, MENSCHDORFF-POUILLY N, MAILATH G. Elimination of bacteria on different implant surfaces through photosensitization and soft laser. An in vitro study. *Clin Oral Implant Res.* 1997;8:249-54.
- HALL RR. The healing of tissues incised by a carbon dioxide laser. *Br J Surg.* 1971;58:222-5.
- HAMACHI T, IWAMOTO Y, HIROFUJI T, KABASHIMA H, MAEDA K. Clinical evaluation of GaAlAs-semiconductor laser in the treatment of cervical hypersensitive dentine. *Japanese Journal of Conservative Dentistry.* 1992;35:12-7.
- HAYPEK P, ZECELL DM, BACHMANN L, MARTINS M. Interaction between high-power diode laser and dental root surface. Thermal, morphological and biocompatibility analysis. *J Oral Laser Applications.* 2006;6:101-9.
- HECHT E. Cap 13: Óptica moderna: láseres y otros temas. En: *Óptica*. Ed Addison Wesley Iberoamericana, Madrid 2000. pag 587-658.
- HECHT J. Understanding lasers. An entry-level guide. 2ª ed. New York: IEE Press, 1994.
- HELFMANN J. Thermal effects, en: *Applied laser Medicine*. H.P. Berlin and G.J. Müller (eds). Berlin:Springer-Verlag Ed., 2003;pp.111-7.
- ISRAEL M, COBB CM, ROSSMANN JA, SPENCER P. The effects of CO<sub>2</sub>, Nd:YAG and Er:YAG lasers with and without surface coolant on tooth root surfaces. An in vitro study. *J Clin Periodontol.* 1997;24:595-602.
- ISHIKAWA I, AOKI A, TAKASAKI AA. Potential applications of Erbium:YAG laser in periodontics. *J Periodont Res.* 2004;39:275-85.
- JAVAN A, BENNETT WR, HERRIOT DR. *Phys Rev Lett.* 1961;6:106-8.
- KANTOLA S. Laser induced effects on tooth structure. *Acta Odontol Scand.* 1972;30:463-84.
- KANTOLA S, LAINE E, TARNA T. Laser-induced effects on tooth structure VI. X-ray diffraction study of dental enamel exposed to a CO<sub>2</sub> laser. *Acta Odontol Scand.* 1973;31:369-79.

- KAMMA JJ, VASDEKIS VGS, ROMANOS GE. The short-term effect of diode laser (980 nm) treatment on aggressive periodontitis. Evaluation of clinical and microbiological parameters. *J Oral Laser Applications*. 2006;6:111-21.
- KAWAKAMI T, IBARAKI Y, HARAGUCHI K, ODACHI H, KAWAMURA H, KUBOTA M, MIJATA T, WATANABE T, LIOJA A, NITTONO M, DACHI T, OHNUMA S, SEKIGUCHI N, YOKOUCHI A, MATSUDA K. The effectiveness of GaAlAs semiconductor laser treatment to pain decrease after irradiation. *Higashi Nippon Dental Journal*. 1989;8:57-62.
- KHADRA M, KASEM N, LYGSTADAAS SP, HAANAES HR, MUSTAFA K. Laser therapy accelerates initial attachment and subsequent behaviour of human oral fibroblasts cultured on titanium implant material. A scanning electron microscopic and histomorphometric analysis. *Clin Oral Impl Res*. 2005;16:186-75.
- KIEFHABER P, NATH G, MORITS K. Endoscopic control of massive gastrointestinal hemorrhage by irradiation with high-power Neodimium-YAG laser. *Prog Surg*. 1977;15:140-55.
- KIMURA Y, WILDER-SMITH P, YONAGA K, MATSUMOTO K. Treatment of dentina hypersensitivity by lasers: A review. *J Clin Periodontol*. 2000;27:715-21.
- KNAPPE V, FRANK F, ROHDE E. Principles of Lasers and Biophotonic Effects. *Photomed Laser Surg*. 2004;22:411-7.
- KREISLER M, AL-HAJ H, D'HOEDT B. Clinical efficacy of semiconductor laser application as an adjunct to conventional scaling and root planning. *Lasers Surg Med*. 2005;37:350-5.
- KREISLER M, KOHNEN W, MARINELLO C, SCHOOF J, LANGNAU E, JANSEN B, D'HOEDT B. Antimicrobial efficacy of semiconductor laser irradiation on implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18:706-11.
- KREISLER M, AL-HAJ H, D'HOEDT B. Intrapulpal temperature changes during root surface irradiation with an 809-nm GaAlAs laser. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2002;93:730-5 (a).
- KREISLER M, GÖTZ H, DUSCHNER H. Effect of Nd:YAG, Er:YAG, CO<sub>2</sub>, and GaAlAs irradiation on surface properties of endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17:202-11 (b).
- KREISLER M, AL HAJ H, GÖTZ H, DUSCHNER H, D'HOEDT B. Effect of stimulated CO<sub>2</sub> and GaAlAs laser surface descontamination on temperature changes in Ti-plasma sprayed dental implants. *Lasers Med Surg*. 2002;30:233-9 (c).
- KREISLER M, AL-HAJ H, DAUBLANÄNDER M, GÖTZ H, DUSCHNER H, WILLERSHAUSEN B, D'HOEDT B. Effect of diode laser irradiation on root surfaces in vitro. *J Clin. Laser Med Surg*. 2002;20:63-69 (d).
- LARREA-OYARBIDE N, ESPAÑA-TOST AJ, BERINI-AYTÉS L, GAY-ESCODA C. Aplicaciones del laser de diodo en Odontología. *RCOE* 2004;9:529-34.
- L'ESPERANCE FA Jr. An ophthalmic argon laser photocoagulation system: design, construction, and laboratory investigations. *Trans Am Ophthalmol Soc*. 1968;66:827-904.
- LENZ HJ, EICHELER G, SHAFER J, SALK J, BETTGES G. Production of a nasointral window with the argon laser. *J Maxillofac Surg*. 1977;5:314-317.
- LEYES JL, GARCÍA-VARELA L, LÓPEZ G., RODRÍGUEZ-NÚÑEZ I, GALLAS M. Diode Laser 980 nm as adjunct to scaling and root planning. *Photomed Laser Surg*. 2004;22:509-12.
- LIEBERMAN RR, SEGAL T, NORDENBERG D, SEREBRO L. Adhesion of composite materials to enamel: a comparison between use of acid and laser as pretreatment. *Laser Surg Med*. 1984;4:323-7.

- LIU H-C, LAN W-H. The combined effectiveness of the semiconductor laser with Duraphat in the treatment of dentine hypersensitivity. *J Clin Laser Med Surg*. 1994;12:315-9.
- LOBENE RR, FINE S. Interaction of carbon dioxide laser radiation with oral hard tissues. *J Prosthet Dent*. 1966;16:589.
- LOBENE RR, BHUSSRY BR, FINE S. Interaction of carbon dioxide laser radiation with enamel and dentin. *J Dent Res*. 1968;47:311-7.
- MAIMAN TH. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature* 1960;187:493-4.
- MARTI L. Tecnología Láser en Medicina. Valencia: Ed Aido.1997.
- MARTÍNEZ-GONZÁLEZ JM, BACA R, Del CANTO M, BLANCO L, GÓMEZ R, DONADO M. Frenillos bucales. Nuevo enfoque terapéutico. *Rev Eur Odontoestomatol* 1991;3:377-82.
- MARSILIO AL, RODRIGUES JR, BÜHLER A. Effect of clinical application of the GaAlAs laser in the treatment of dentine Hypersensitivity. *J Clin Laser Med Surg*. 2003;21:281-6.
- MATSUMOTO K, FUNAI H, WAKABAYASHI H, OYAMA T. Study on the treatment of hypersensitive dentine by GaAlAs laser diode. *Japanese Journal Conservative Dentistry*. 1985;28:766-71.
- MATSUMOTO K, TOMONARI H, WAKABAYASHI H. Study on the treatment of hypersensitive dentine bay laser. Place of laser irradiation. *Japanese Journal Conservative Dentistry*. 1985;28:1366-71.
- MATSUMOTO K, NAKAMURA Y, WAKABAYASHI H. A clinical study on the hypersensitive dentine by 60mW GaAlAs semiconductor laser. *Journal of Showa University Dental Society*. 1990;10:446-9 (abstract).
- MELCER J, CHAUMETTE F, MELCER F, DEJARDIN J. Treatment of dental decay by CO2 laser beam: preliminary results. *Laser Surg Med*. 1984;4:311-21.
- MELCER J, CHAUMETTE F, MELCER F. Dental pulp exposed to the laser beam. *Laser Surg Med*. 1987;7:347-52.
- MEZAWA S, IWATA K, NAITO K, KAMOGAWA H. The possible analgesic effect of soft-laser irradiation on heat nociceptors in the cat tongue. *Arch Oral Biol*. 1988;33:693-4.
- MISERENDINO LJ, PICK RM. *Lasers in Dentistry*. Chicago. Ed. Quintessence Publishing Co, Inc., 1995.
- MORLOCK BJ, PIPPIN DJ, COBB CM, KILLOY WJ, RAPLEY JW. The effect of Nd:YAG laser exposure on root surfaces when used as an adjunct to root planning: An in vitro study. *J Periodontol*. 1992;63:637-41.
- MYERS TD, MYERS WD. The use of the laser for debridement of incipient caries. *J Prosthet Dent*. 1985;53:776-9.
- MYERS TD, MYERS WD, STONE RM. First soft tissue study utilizing a pulsed Nd:YAG dental laser. *Northwest Dent*. 1989;68:14-7.
- MYERS TD. The future of lasers in dentistry. *Dent Clin North Am*. 2000;44:971-80.
- MORITZ A, GUTKNECHT N, SCHOOP U, GOHARKHAY K, DOERTBUDAK O, SPERR W. Treatment of periodontal pockets with diode laser. *Lasers Surg Med*. 1998;22:302-311.
- MORITZ A, GUTKNECHT N, GOHARKHAY K, SCHOOP U, WERNISCH J, SPERR W. In vitro irradiation of infected root canals with a diode laser: results of microbiologic, infrared spectrometric, and stain penetration examinations. *Quintessence Int*. 1997;28:205-9 (a).

- MORITZ A, GUTKNECHT N, SCHOOP U, GOHARKHAY K, DOERTBUDAK O, SPERR W. Irradiation of infected root canals with a diode laser in vivo: results of microbiological examinations. *Laser Surg Med*. 1997;21:221-6 (b).
- MORITZ A, GUTKNECHT N, DOERTBUDAK O, GOHARKHAY K, SCHOOP U, SCHAUER P, SPERR W. Bacterial reduction in periodontal pockets through irradiation with a diode laser. A pilot study. *J Clin Laser Med Surg*. 1997;15:33-37 (c).
- MORITZ A, BEER F, GOHARKHAY K, SCHOOP U, STRASSL M, VERHEYEN P, WALSH LJ, WERNISCH J, WINTNER E. A MORITZ. *Oral Laser Application*. Quintessence Books; Berlin, Germany, 2006
- NELSON DG, SHARIATI M, GLENA R, SHIELDS CP, FEATHERSTONE JDB. Effect of pulsed low energy infrared laser irradiation on artificial caries-like lesion formation. *Caries Res*. 1986;20:289-9.
- Oral Health Surveys, Basic Methods. World Health Organization. Third edition. Geneva, 1987
- PICK RM, PECARO BC, SILBERMAN CJ. The laser gingivectomy. The use of CO<sub>2</sub> for the removal of phenytoin hyperplasia. *J Periodont*. 1985;56:492-6.
- PICK RM. Using Lasers in clinical dental practice. *J Am Dent Assoc*. 1993;124:37-47.
- PICK RM, COLVARD MD. Current status of lasers in soft tissue dental surgery. *J Periodontol*. 1993;64:589-602.
- PECARO BC, GAREHIME WJ. The CO<sub>2</sub> laser in oral and maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg*. 1983;41:725-728.
- PECK S, PECK H. Laser radiation: some specific dental effects and an evaluation of its potential in dentistry. *J Prosthet Dent*. 1967;17:195-203.
- RADVARI M, MacFARLANE TW, MacKENZIE D, WHITTERS CJ, PAYNE AP, KINANE DF. An evaluation of the Nd:YAG laser in periodontal pocket therapy. *Br Dent J*. 1996;180:57-62.
- Research, Science and Therapy Committee of the American Academy of Periodontology. Lasers in Periodontics. *J Periodontol* 2002;73:1231-9.
- RECHMAN P, HENNING T. Lasers in Periodontology. New trends. *J Oral Laser Applications* 2, 7-14.
- RYDEN H, PERSSON L, PREBER H, et al. Effect of low level energy laser irradiation on gingival inflammation. *Swed Dent J*. 1994;18:35-41.
- ROMANOS GE, HENZE M, BANIHASHEMI S, PRSANEJAD HR, WINCKLER J, NENTWING GH. Removal of epithelium in periodontal pockets following diode (980nm) laser application in the animal model: An in vitro study. *Photomed Laser Surg*. 2004; 22:177-83.
- ROMANOS GE, EVERTS H, NENTWING GH. Effects of diode and Nd:YAG laser irradiation on titanium discs: a scanning electron microscope examination. *J Periodontol* 2000; 7:810-5.
- ROMANOS G, NENTWING GH. Diode laser (980 nm) in oral and maxillofacial surgical procedures: clinical observations based on clinical applications. *J Clin Laser Med Surg*. 1999;17:193-7.
- ROGGAN A, BINDING A, WÄSCHE W, ZGODA F. Properties of biological tissues, en: *Applied laser Medicine*. H.P. Berlin and G.J. Müller (eds). Berlin:Springer-Verlag Ed, 2003; p.p.:3-99.
- ROSSMANN JA, ISRAEL M. Laser de-epithelization for enhanced guided tissue regeneration. A paradigm shift?. *Dent Clin North Am*. 2000;44:793-809.

- SARVER DM, YANOSKY M. Principles of cosmetic dentistry in orthodontics: Part 2. Soft tissue laser technology and cosmetic gingival contouring. *Am J Orthod Dentofac Orthoped.* 2005;127:85-90.
- SCHAWLOW AL, TOWNES CH. Infrared and optical masers. *Physic Rev.* 1958;112(6):1940-9.
- SCHWARZ F, SCULEAN A, ROTHAMEL D, SCHWENZER K, GEORG T, BECKER J. Clinical evaluation of an Er:YAG laser for nonsurgical treatment of periimplantitis: a pilot study. *Clin Oral Impl Res.* 2005;16:44-52.
- SCHWARZ F, SCULEAN A, BERAHDAR M, SZATHMARI L, GEORG T, BECKER J. Periodontal treatment with an Er:YAG laser or scaling and root planning. A 2-year follow-up splint-mouth study. *J Periodontol.* 2003;74:590-6 (a).
- SCHWARZ F, SCULEAN A, BERAHDAR M, SZATHMARI L, GEORG T, BECKER J. In vivo and in vitro effects of an Er:YAG laser, a GaAlAs diode laser, and scaling and root planning on periodontally diseased root surfaces: a comparative histologic study. *Lasers Surg Med.* 2003;32:359-366 (b).
- SCHWARZ F, SCULEAN A, GEORG T, REICH E. Periodontal treatment with an Er:YAG laser compared to scaling and root planing. A controlled clinical study. *J Periodontol.* 2001;72(3):361-7.
- SHULKIN NH, SHULKIN GH. Marketing laser dentistry. *Dental Today* 1991;10:56-9.
- SILFVAST WT. Laser fundamentals. New York: Cambridge University Press, 1996.
- SLINEY D, WOLBARSH T. Safety with Lasers and other optical sources: a comprehensive handbook. New York: Plenum Press, 1980.
- STABHOLZ A, ZELTSER R, SELA M, PERETZ B, MOSHONOV J, ZISKIND D, STABHOLZ A. The use of lasers in dentistry: principles of operation and clinical applications. *Compend Contin Educ Dent.* 2003;24:935-49.
- STEIN A, BENAYAHU D, MALTZ L, ORON U. Low-Level laser irradiation promotes proliferation and differentiation of human osteoblasts in vitro. *Photomed Laser Surg.* 2005;23:161-6.
- STERN RH, SOGNNAES RF. Laser beam effect on dental hard tissues. *J Dent Res* 1964;43:873.
- STERN RH, RINGER HL, HOWELL FV. Laser effects on vital dental pulps. *Br Dent J.* 1969;127:26-8.
- STERN RH, SOGNNAES RF. Laser inhibition of dental caries suggested by first tests in vitro. *J Am Dent Assoc.* 1972;85:1087-90.
- STEWART L, POWELL GL, WRIGHT S. Hydroxyapatite attached by laser: a potential sealant for pits and fissures. *Oper Dent* 1985;10:2-5.
- STRANG R, MOSELEY H, CARMICHAEL A. Soft lasers-have they a place in dentistry? *Br Dent J.* 1988;165:221-5.
- STRONG MS, JAKO GJ. Laser surgery in the larynx: early clinical experience with continuous CO<sub>2</sub> laser. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1972;81:791-8.
- SOGNNAES RF, STERN RH. Laser effect on dental hard tissues a preliminary report. *J South Calif Dent Assoc.* 1965;33:17-19.
- SULEWSKI JG. Historical survey of laser dentistry. *Dent Clin North Am.* 2000;44:717-752.
- TAYLOR R, SHKLAR G, ROEBER F. The effects of laser radiation on teeth, dental pulp, and oral mucosa of experimental animals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1965;19:786-95.

- TAM G. Low power laser therapy and analgesic action. *J Clin Laser Med Surg.* 1999;17:29-33.
- THEODORO LH, HAYPEK P, BACHMANN L, GARCÍA VG, SAMPAIO JE, ZECELL DM, EDUARDO Cde P. Effect of Er:YAG and diode laser irradiation on the root surface: morphological and thermal analysis. *J. Periodontol.* 2003;76: 838-243.
- TRULLOLS C, ESPAÑA AJ, BERINI L, GAY-ESCODA C. Aplicaciones del láser blando en Odontología. *Anal Odontoestomatol.* 1997;2:45-51.
- VAHL J. Electron microscopical and X-ray crystallographic investigations of teeth exposed to lasers rays. *Caries Res.* 1968;2:10-8.
- WALSH LJ. The current status of laser applications in dentistry. *Aust Dent J.* 2003;48: 146-55.
- WAKABAYASHI H, HAMBA M, MATSUMOTO K, TACHIBANA H. Effect of irradiation by semiconductor laser on responses evoked in trigeminal caudal neuron by tooth pulp stimulation. *Laser Surg Med.* 1993;13: 605-10.
- WIGDOR HA, WALSH JT, FEATHERSTONE JDB, VISURI SR, FRIED D, WALDVOGEL JL. Lasers in Dentistry. *Laser Surg Med.* 1995;16:103-13.
- WILSON M. Bactericidal effect of laser light and its potential use in the treatment of plaque-related diseases. *Int Dent J.* 1994;44:181-9.
- WETTER NU, WALVERDE D, KATO IT, EDUARDO C de P. Bleaching efficacy of whitening agents activated by xenon lamp and 960-nm diode radiation. *Photomed Laser Surg.* 2004;22:489-93.
- WETTER NU, BARROSSO MC, PELINO JE. Dental bleaching efficacy with diode laser and LED irradiation: an in vitro study. *Lasers Surg Med.* 2004;35:254-8.
- YAMAMOTO H, OOYA K. Potential of yttrium-aluminum-garnet laser in caries prevention. *J Oral Pathol.* 1974;3:7-15.
- YAMAMOTO H, OOAYA K, MATSUDA K, OKABE H. YAG laser effects for acid resistance on tooth enamel (abstract 7). *J Dent Res.* 1974;53:1093.
- YAMAMOTO H, SATO K. Prevention of dental caries by acousto-optically Q-switched Nd:YAG laser irradiation. *J Dent Res* 1980;59:137.
- YILMAZ S, KURU B, KURU L, NOYAN U, ARGUN D, KADIR T. Effect of gallium arsenide diode laser on human periodontal disease: a microbiological and clinical study. *Lasers Surg. Med.* 2002; 30:60-66.





9

*Anexos*





**INTERmedic**

# **MULTIDIODE ODONT**

*In Ga As P Láser Diode*

**MANUAL DE INSTRUCCIONES**

Act. 1.0

**INTERMEDIC ARFRAN S.A.**  
**Avda. Josep Tarradellas 91**  
**08009 BARCELONA**  
**SPAIN**  
**Tel.: 902 25 45 45**  
**Fax.: 902 22 35 35**  
**E-Mail: [intermedic@infonegocio.com](mailto:intermedic@infonegocio.com)**

## ÍNDICE DE CONTENIDO

### INTRODUCCIÓN

1.0	Introducción	2
1.1	Presentación	2
1.2	Lista de contenido	2

### CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS

2.0	Características técnicas	3
-----	--------------------------	---

### MEDIDAS DE SEGURIDAD

3.0	Clasificación	5
3.1	Precauciones	6
3.2	Consideraciones ambientales	6
3.3	Exposición accidental	7
3.4	Peligro de reflejos	7
3.5	Peligro de explosión y de incendio	7
3.6	Limpieza	8
3.7	Mantenimiento	8
3.8	Etiquetas de seguridad	8
3.9	Símbolos IEC	9

### INSTALACIÓN

4.0	Precauciones	10
4.1	Potencia de la red eléctrica	10
4.2	Conexión del pedal	10
4.3	La fibra óptica	10
4.4	Como cambiar la pieza de mano	11

### PANEL DE CONTROL

5.0	Descripción	12
-----	-------------	----

### INSTRUCCIONES DE MANEJO

6.0	Como preparar el equipo para su uso	15
6.1	Conexión del equipo	15
6.2	Modo de trabajo	15
6.3	Modo cirugía	16
6.4	Modo blanqueamiento	16
6.5	Modo endodoncia	16
6.6	Modo test	17
6.7	Desconexión del equipo	17

### NOTAS

## **INTRODUCCIÓN**

### **1.0 - INTRODUCCIÓN -**

Agradecemos la confianza depositada en nuestra marca y le damos la enhorabuena por la compra de uno de nuestros equipos.

Franck Line es una marca creada en 1982 por un equipo de profesionales. Este equipo consta de ingenieros que han pasado más de 10 años de Investigación y Desarrollo en las más importantes empresas europeas y especialmente en el campo de la medicina asistida por Láser.

Franck Line diseña, fabrica y vende equipos médicos Láser de alta tecnología y soluciones innovadoras para aplicaciones quirúrgicas y terapéuticas.

Franck Line desarrolla y fabrica los equipos Láser con conformidad a la directiva europea 93/42/EEC.

### **1.1 - PRESENTACIÓN DEL EQUIPO LASER Franck Line MULTIDIODE ODONT.**

El equipo Láser Franck Line MULTIDIODE es un equipo Láser portátil de In Ga As P dotado de un generador Láser de 15 W de potencia; su especial configuración lo convierte en un equipo compacto, ligero y transportable.

### **1.2 - LISTA DE CONTENIDO -**

EQUIPO LÁSER MULTIDIODE ODONT  
PUNTAL PIEZA DE MANO DE CIRUGÍA RECTA  
PUNTAL PIEZA DE MANO DE CIRUGÍA CURVA  
PUNTAL PIEZA DE MANO DE BLANQUEAMIENTO  
FIBRA OPTICA ESPECIAL BLANQUEAMIENTO  
FIBRA OPTICA 400um  
FIBRA OPTICA 200um ( SOLO EN EL MODELO ODONT + )  
PEDAL  
GAFAS DE PROTECCIÓN (2 u.)  
JUEGO DE LLAVES DE INTERRUPTOR PRINCIPAL (2 u.)  
JUEGO DE ETIQUETAS DE PELIGRO  
JUEGO DE FUSIBLES DE REPUESTO  
MANUAL DE INSTRUCCIONES  
PUENTE INTERLOCK DE PUERTA

## CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS

### 2.0 - CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS -

#### GENERADOR LÁSER DE DIODO In Ga As P

LONGITUD DE ONDA:	980 nm
POTENCIA MÁXIMA ACCESIBLE	20W
POTENCIA A LA SALIDA DE FIBRA	1 hasta 15W en pasos de 1W
ESTABILIDAD	+/- 10 %
ESTRUCTURA DEL MODO	TEMnm (frente plano)
DIVERGENCIA A LA SALIDA DE FIBRA (ángulo completo)	24°
CONFIGURACIÓN DEL LÁSER	Diodo encapsulado acoplado a fibra
MODO DE EXCITACIÓN	DC (Corriente continua)
MODO DE FUNCIONAMIENTO	CW
MODO DE EXPOSICIÓN	continuo, pulso repetitivo.
TIEMPOS DE EXPOSICIÓN	Regulables de 5ms a CW
TIEMPOS DE PAUSA	Regulables de 10 a 900 ms.

#### HAZ GUÍA (LASER DE DIODO)

POTENCIA	1 mW (max)
LONGITUD DE ONDA	635 nm
MODO DE EMISIÓN	CW
DIVERGENCIA (ángulo completo)	24 °

#### CONTROL

CONTROL ELECTRÓNICO	Microprocesador TEXAS TMS370
INDICADOR DE POTENCIA	Barra longitudinal
SEGURIDAD	Sistema de seguridad controlado por microprocesador
AUTODIAGNÓSTICO	Temperatura módulo Láser
	Refrigeración módulo alimentación
EMISIÓN DE LÁSER	Por pedal

#### FIBRA ÓPTICA

LONGITUD	2 m. mínimo
EFICACIA DE TRANSMISIÓN	> 90%
DIÁMETRO	2 mm.
APERTURA NUMÉRICA	0,22
DIVERGENCIA	24°

## ACCESORIOS

PIEZA DE MANO PARA CIRUGÍA RECTA (Incluida en dotación base)

PIEZA DE MANO PARA CIRUGÍA CURVA (Incluida en dotación base)

PIEZA DE MANO PARA BLANQUEAMIENTO (Incluida en dotación base)

MANUAL DE INSTRUCCIONES

PROTOCOLO CLÍNICO

## CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS GENERALES

SISTEMA DE REFRIGERACIÓN	Aire forzado.
FUENTE DE ALIMENTACIÓN	110-240 Vac / 50-60 Hz
CONSUMO	360 VA
FUSIBLES GENERALES	M5A (5x20 mm vidrio)
FUSIBLE INTERIOR	M0.2A (5x20 mm vidrio)
MARGEN DE TEMP. DE FUNCIONAMIENTO	15 °C a 35 °C
MARGEN DE TEMPERATURA ÓPTIMO	20 °C a 24 °C
HUMEDAD AMBIENTAL	45% a 75 %
TEMPERATURA DE ALMACENAMIENTO	5 °C a 50 °C
MEDIDAS	32 X 40 X 15.5cm ( ancho, fondo, alto)
PESO	10 Kgs



## MEDIDAS DE SEGURIDAD

### 3.0 - CLASIFICACIÓN -

Este capítulo contiene importante información referente a situaciones que pueden representar peligro, así como medidas de seguridad en general. El objetivo de estas medidas de seguridad es llamar la atención del usuario sobre los potenciales peligros que pudieran ocurrir si se ignoran éstas.

El equipo Láser Franck Line - MULTIDIODE ODONT ha sido creado para uso médico-quirúrgico, y es para estos usos que el sistema ha sido diseñado, fabricado y salvaguardado.

#### AVISO IMPORTANTE:

COMO ESTAS CONDICIONES ESTABLECEN EL RESULTADO DE LA EVALUACIÓN INICIAL DE LA MAQUINA Y SUS CONSECUENTES RIESGOS, UN USO DISTINTO PARA EL QUE HA SIDO CREADA PODRÍA CAUSAR DAÑOS AL SISTEMA OPERATIVO Y RIESGOS PARA LOS USUARIOS, PACIENTES Y TERCERAS PERSONAS. POR CONSIGUIENTE, LA NO OBSERVACIÓN DE LOS PARÁMETROS TÉCNICOS Y LAS INSTRUCCIONES DADAS EN ESTE MANUAL PODRÍA SIGNIFICAR UNAS CONDICIONES DE FUNCIONAMIENTO ANORMALES LO QUE PODRÍA REPRESENTAR UN RIESGO TANTO PARA LA MAQUINA COMO PARA LA SALUD DEL PERSONAL.

Se pide por tanto al usuario que observe las precauciones esenciales a fin de asegurar su propia seguridad y la del paciente.

**El equipo Franck Line - MULTIDIODE deberá ser únicamente utilizado por personal médico con habilidad específica en procedimientos que requieran el uso de un equipo Láser de Diodo.**

El equipo utiliza una fuente de Láser de Diodo As.Ga. Con una emisión de energía en modo continuo (CW) de 15W máximo (según versión). La longitud de onda del generador Láser está alrededor de 800 ó 980 nm (según versión).

Para que el haz del Láser Diodo (infrarrojo) sea visible, se ha dotado de una emisión roja de potencia menor de 1 mW, longitud de onda 635 nm (rojo), en la misma fibra.

Los valores de emisión de energía arriba citados son los máximos valores obtenibles con el aparato incluyendo los errores de medición acumulados. Después de la fabricación no es posible en ningún caso obtener valores más altos que los indicados.

El equipo Láser Franck Line - MULTIDIODE ODONT está diseñado de conformidad con la DIRECTIVA 93/42/CEE para producto sanitario (**clasificación Clase IIb**) que a su vez incluye la DIRECTIVA 89/336/CEE, así como la DIRECTIVA 73/23/CEE para equipos de baja tensión. Aplicando para ello las siguientes normativas estándar:

EN 60825-1	Normativa de seguridad para radiaciones de productos Láser ( <b><u>clasificación producto Láser Clase IV</u></b> )
EN 60601-1-2 & EN 50081-1 & EN 50082-1	Normativas para la compatibilidad electromagnética.
EN 60601-1	Normativa de seguridad eléctrica para equipos electromédicos. ( <b><u>clasificación clase I tipo B</u></b> )
EN 60601-2-22	Normativa de seguridad para los equipos Láser electromédicos.



### 3.1 - PRECAUCIONES -

**ATENCIÓN:**

DEBERAN OBSERVARSE LAS SIGUIENTES MEDIDAS DE PRECAUCIÓN A FIN DE GARANTIZAR LA SEGURIDAD DE LAS PERSONAS DENTRO DE LOS LÍMITES FÍSICOS OPERACIONALES DEL EQUIPO.

**ATENCIÓN:**

EL EQUIPO DEBERÁ GUARDARSE SIEMPRE APAGADO. LA LLAVE DE CONTACTO DEBERÁ ESTAR SÓLO EN PODER DE PERSONAS AUTORIZADAS.

### ROGAMOS LEER ATENTAMENTE EL PRESENTE MANUAL

### 3.2 - CONSIDERACIONES AMBIENTALES

Sólo deberá utilizarse el equipo en una sala, o en una zona donde en la puerta de acceso se haya colocado una señal de aviso:



**AVISO:**

EL ACCESO A ESA ZONA, DURANTE EL FUNCIONAMIENTO DEL APARATO, DEBERÁ ESTAR RESTRINGIDO SOLO AL PERSONAL AUTORIZADO.

**ATENCIÓN:**

EN CASO DE QUE HAYA MÁS DE UN APARATO LÁSER EN FUNCIONAMIENTO AL MISMO TIEMPO, LA EMISIÓN DE LÁSER DEBERÁ QUEDAR AISLADA LA UNA DE LA OTRA POR MEDIO DE PANTALLAS MÓVILES OPACAS A LA LONGITUD DE ONDA DE DICHAS EMISIONES LÁSER.

Teniendo en cuenta de que la radiación de luz que entra en el ojo queda atenuada en parte por la respuesta de la pupila, una buena política es utilizar siempre el Láser en un ambiente bien iluminado.

**ATENCIÓN:**

LA SALA O ZONA DE TRABAJO DEBE ESTAR SIEMPRE BIEN ILUMINADA A FIN DE REDUCIR LA ABERTURA DE LAS PUPILAS AL MÍNIMO NATURAL, LIMITANDO POR TANTO LA CANTIDAD DE LUZ LÁSER QUE PUEDA ENTRAR EN RETINA.

### **3.3 - EXPOSICIÓN ACCIDENTAL -**

Debido a la alta potencia emitida por la fuente de Láser Diodo, existe siempre un riesgo potencial de sufrir daños corporales, y más específicamente en los ojos. Si la radiación láser incide directamente en la retina puede provocar lesiones oculares irreversibles.

#### **AVISO IMPORTANTE:**

**NO MIRAR NUNCA DIRECTAMENTE LA ABERTURA DESDE DONDE SE EMITE EL HAZ DE LÁSER. TANTO EL USUARIO COMO EL PACIENTE DEBERÁN LLEVAR SIEMPRE GAFAS DE PROTECCIÓN ESPECIALES QUE PROTEGEN DE LA LONGITUD DE ONDA DEL LÁSER UTILIZADO. EN CUMPLIMIENTO DE LA DIRECTIVA 89/686/eeC (NORMATIVA EN207). EL LÁSER DE DIODO DEBERÁ DIRIGIRSE SOLO A LA ZONA DE TRATAMIENTO DESPUES DE HABER SIDO SELECCIONADAS LAS FUNCIONES NECESARIAS EN EL PANEL DE MANDOS , Y DESPUES DE HABER DETERMINADO EL ENFOQUE CORRECTO.**

#### **ATENCIÓN:**

**LA PIEZA DE MANO DEL LÁSER PODRÍA CONTENER PARTICULAS VIABLES DE TEJIDO.**

### **3.4 - PELIGRO DE REFLEJOS -**

La emisión del Láser de Diodo puede reflejarse en una gran cantidad de superficies aparte de las consideradas normalmente como reflejantes. Se recomienda quitar todos los objetos metálicos, como relojes, anillos, collares, etc. del campo del Láser y utilizar los instrumentos quirúrgicos que casi todos los fabricantes de instrumentación quirúrgica incluyen en su catálogo para este tipo de trabajo. Estos instrumentos deberán ser mates o con un acabado negro.

#### **ATENCIÓN:**

**HAY MUCHOS TIPOS DE SUPERFICIES METÁLICAS QUE AUNQUE PARECEN MATES SON CAPACES DE REFLEJAR LAS RADIACIONES INFRARROJAS.**

### **3.5. - RIESGO DE EXPLOSIÓN O DE INCENDIO -**

Muchos materiales no metálicos prenden fuego al ser expuestos a las emisiones de Láser de Diodo. Por lo tanto deben eliminarse (dentro de lo posible) del campo de acción del Láser los materiales tales como el plástico y los objetos de papel o madera.

#### **AVISO:**

**NO CONECTAR LA UNIDAD EN PRESENCIA DE GASES O HUMOS.**

**NO EXPONGA NUNCA MATERIAL INFLAMABLE A LAS RADIACIONES EMITIDAS POR EL LÁSER DE DIODO. EVITAR EL USO DEL EQUIPO EN PRESENCIA DE MEZCLAS DE PRODUCTOS ANESTÉSICOS INFLAMABLES Y/O DESINFECTANTES INFLAMABLES CON AIRE, OXÍGENO U ÓXIDO NITROSO.**

En la cirugía Láser, no utilizar nunca instrumentos plásticos, o si es inevitable, recubrirlos con papel de aluminio.

Si la zona a tratar está en la cabeza del paciente, protegerle los ojos con protectores corneales, o con gafas de protección y guardas laterales.

### 3.6. - LIMPIEZA -

Limpiar con un paño húmedo. Asegurarse que no penetran líquidos en el interior de la unidad.

#### ATENCIÓN:

NO USAR DISOLVENTES O PRODUCTOS CORROSIVOS, ESTOS PODRÍAN CAUSAR DAÑOS EN EL MATERIAL.

#### AVISO:

DESCONECTAR LA UNIDAD DE LA RED ANTES DE LIMPIAR.

### 3.7. - MANTENIMIENTO -

#### ATENCIÓN:

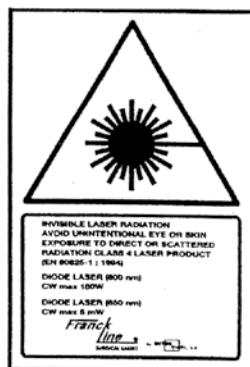
NO MALTRATE LA FIBRA ÓPTICA, ELLA ES LA RESPONSABLE DE LA CONDUCCIÓN DEL HAZ LÁSER HASTA LA PIEZA DE MANO. CUALQUIER INTENTO DE DOBLARLA O FORZARLA MÁS ALLÁ DEL LÍMITE MECÁNICO PUEDE REPERCUTIR EN UNA PERDIDA PARCIAL O TOTAL DE LA TRANSMISIÓN DE POTENCIA.

Evite que su equipo sea manipulado por personas no calificadas. Reparaciones, tests de seguridad, mantenimiento o adaptaciones sólo pueden ser realizadas por el mismo fabricante o personal calificado que disponga de autorización y formación necesarios. El suministrador proporcionará a petición, esquemas de circuitos, listado de componentes, descripciones, instrucciones de calibrado y otras informaciones que ayudarán al personal técnico adecuadamente calificado del usuario a reparar aquellas partes del equipo que son designadas por el fabricante como reparables.

### 3.8. - ETIQUETAS DE SEGURIDAD -

LAS ETIQUETAS DE ADVERTENCIA COLOCADAS EN LOS EQUIPOS LASER DEBERAN MANTENERSE PERFECTAMENTE LEGIBLES Y REEMPLAZARSE EN CASO NECESARIO.





- A) Etiqueta indicativa de los valores máximos y la clasificación de láser según normativa EN60825-1:



- B) Etiqueta indicativa de la abertura de salida del haz láser:

**LASER APERTURE**

### 3.9. - SIMBOLOS IEC -

- A)  Atención, consultar manual del equipo.  
Por favor, leer el manual con detenimiento antes usar el equipo.
- B)  Red **OFF**, la unidad esta apagada.
- C)  Red **ON**, la unidad esta encendida.
- D) **UNIT CLASS I** La protección contra descargas eléctricas no sólo depende del aislamiento:  
También, todas las partes conductoras están conectadas a toma de Tierra  
(según EN 60601-1).
- E)  Este símbolo refiere el equipo cómo de **TIPO B** según EN 60601-1.

## ANEXO II

### CONSENTIMIENTO ESCRITO

Título del estudio: “ Estudio de las potenciales aplicaciones clínicas del láser de diodo InGaAsP (980nm) en Odontología”.

Yo.....

(nombre y apellidos del paciente)

Habiendo comprendido lo que mi odontólogo (Dr.....) me ha explicado sobre el estudio arriba indicado que realizan en la Facultad de Medicina y Odontología de la U.S.C., habiendo leído la hoja de información al paciente que se me ha entregado y después de haberme sido contestadas todas aquellas preguntas que al respecto he considerado realizar, estoy suficientemente informado y comprendo que mi participación en el citado estudio es voluntaria y puedo retirarme cuando quiera del estudio, sin tener que dar ningún tipo de explicaciones y sin que esto repercuta en el trato y cuidados posteriores por parte de mi odontólogo.

Presto libremente mi consentimiento para participar en este estudio.

.....  
(fecha) (firma del paciente)

.....  
(fecha) (firma del investigador)

**Prohibido fotocopiar**

## Diode Laser (980 nm) as Adjunct to Scaling and Root Planing

J.L. LEYES BORRAJO, M.D., Ph.D., D.D.S., L. GARCÍA VARELA, M.D., Ph.D., D.D.S.,  
G. LÓPEZ CASTRO, D.D.S., I. RODRÍGUEZ-NUÑEZ, Ph.D., D.D.S., and  
M. GALLAS TORREIRA, Ph.D., D.D.S.

### ABSTRACT

**Objective:** The aim of this study was to evaluate clinical efficacy of InGaAsP diode laser as adjunct to traditional scaling and root planing. **Background Data:** The use of laser is one of the most recent methods in non-surgical periodontal treatment. Efficacy and side effects of each type of laser treatment have yet to be determined. **Methods:** Thirty patients suffering from moderate periodontal disease have been considered. They were randomly selected to undergo either scaling and root planing with curets, or scaling and root planing combined with InGaAsP laser (980 nm and 2 W). The papilla bleeding index (PBI), bleeding on probing (BOP), and clinical attachment level (CAL) were registered at the beginning and end of treatment. **Results:** At the end of treatment, PBI average in the group treated with laser was 0.24 versus 0.43 in the group under conventional treatment ( $p = 0.014$ ). In the group undergoing scaling and root planing, BOP decrease is 19.55% less ( $p < 0.0001$ ) than in the group also treated with laser. Nevertheless, CAL differences cannot be considered significant between both groups ( $p = 0.67$ ). **Conclusions:** Scaling and root planing in combination with laser produce moderate clinical improvement over traditional treatment.

### INTRODUCTION

SCALING AND ROOT PLANING are used to restore gingival health by removing plaque, calculus, and endotoxins adhered to tooth roots, causing gum inflammation. This, along with the patient's instruction for correct oral hygiene, constitutes the basis of non-surgical periodontal treatment.<sup>1</sup> Nevertheless, this type of therapy has its own limits, and so, many researchers have proposed the use of several kinds of laser as a more efficient method of root planing.<sup>2</sup> The possibility of substituting conventional treatments for laser therapy is still very controversial.<sup>2,3</sup> One of the most successful clinical uses in daily practice is the combination of laser treatment and conventional treatment with manual instruments. The beam of laser light would be capable of completing scaling and root planing started by hand, fulfilling a delicate cutterage, preventing dentine hypersensitivity, and sterilizing the gingival sulcus.<sup>4</sup>

Good clinical results have been reached with the use of Er:YAG<sup>2,5</sup> and Nd:YAG<sup>6</sup> laser, but these techniques are restricted due to the cost of the necessary systems and possible side effects. Moritz et al.<sup>7</sup> have proved significant bacterial decrease

and reduction of inflammation when using a diode laser of 805 nm wavelength combined with scaling and root planing. Other authors<sup>8,9</sup> have proved good results with the use of diode laser to decontaminate during periodontitis and perimplantitis surgical treatments. Nevertheless, Yilmaz et al.<sup>3</sup> have not found additional benefit in the use of gallium arsenide laser with regard to other types of periodontal treatment. Other authors have suggested that the use of laser for the periodontal treatment could be more harmful than beneficial.<sup>10,11</sup>

The objective of this study is to confirm whether the use of diode laser as adjunct to traditional scaling and root planing improves the results of traditional therapy.

### MATERIALS AND METHODS

In this prospective double-blind study, 30 patients were included. They presented moderate periodontal disease. They were randomly selected to undergo either scaling and root planing with manual instruments, or scaling and root planing with manual instruments combined with diode laser following the

Department of Periodontology, School of Dentistry, Faculty of Medicine and Dentistry, University of Santiago de Compostela, Spain.



described protocol. Degree of gingival inflammation was evaluated according to the papilla bleeding index (PBI) and amount of bleeding on probing (BOP), since histological studies confirm gingival bleeding as an accurate indicator of gingival inflammation.<sup>12,13</sup> Clinical attachment level (CAL), gingival recession, and probing depth have also been measured.<sup>12</sup>

Data were recorded at the beginning and 6 weeks after the end of treatment. This last time, patients were asked about their impression on the treatment.

Every patient underwent the same treatment protocol. On the first place, they were instructed in a good dental hygiene. To evaluate this parameter, patient's hygiene performance (PHP) index was used.<sup>12</sup> Patients were kept in this stage until they improved their PHP at least 50% from its first value. Afterwards, patients were explored and the clinical variables above mentioned were registered. Then, they were randomly assigned to one of the study groups. Both groups underwent supragingival calculus removal with ultrasonic instruments. On the next session, the group treated without laser underwent scaling and root planing with curets of Gracey type. The other group of patients was treated with InGaAsP diode laser (Intermedic, Barcelona, Spain) applied through optic fiber of 2 mm of diameter. Wave length was 980 nm and 2 W power was applied with pulse system (100-msec pulse and stop of 50). This type of laser is provided with a refrigeration pump which works with saline serum, hooked to a manual piece to avoid any undesired increase in temperature. The clinical procedure is as follows:

- Periapical anesthesia using licodaine 5% and adrenalin 1:100,000.
- Conventional scaling and root planing with manual instruments in order to remove calculus and ease the following use of laser optical fiber.
- Laser procedure. The optical fiber becomes introduced and ascending and descendant movements are practiced. Those movements should be slow to increase laser efficacy, since it works with low intensity (the maximum power of this diode laser is 15 W). Special attention has to be paid to the direction of the optical fiber, since it has to be always parallel to the tooth root main axis. The same procedure has to be performed in the whole dental perimeter, roughly 10 sec by tooth face. Access to interproximal and furcation areas is easy due to scarce thickness of the optical fiber.
- Repetition of scaling is done to remove detritus and calculus remnants within the sulcus. It is extremely simple since the remnants are loose.
- As in the first procedure, the second laser procedure is done to remove calculus remnants, prevent sensitivity of the

working area, and undergo curettage of periodontal pocket. Every time the laser is applied with abundant irrigation. In some cases, it becomes necessary to clean the tip of the fiber with a humidified lint in saline serum.

After 6 weeks, patients were examined by another practitioner who did not know the procedure each patient had undergone.

### Statistical analysis

The statistical tests carried out were mean differences with Student's *t* test for independent and related variables, for PBI, CAL, and BOP, which followed normal distribution. All the tests were carried out with the aid of the statistical packet SPSS, version 10.0 (SPSS, Inc., Chicago, IL). Unless otherwise indicated,  $p < 0.05$  is considered statistically significant.

## RESULTS

PBI average value was reduced from  $1.38 \pm 0.61$  (mean  $\pm$  SD) to  $0.43 \pm 0.22$  ( $p < 0.0001$ ) and BOP average value was reduced from  $58.97 \pm 17.71$  to  $27.71 \pm 14.41$  ( $p < 0.0001$ ) in the group undergoing conventional treatment. The group treated with laser had PBI decrease from  $0.95 \pm 0.57$  to  $0.24 \pm 0.13$  ( $p < 0.0001$ ) and decrease in the BOP average value from  $39.37 \pm 19.90$  to  $11.02 \pm 7.36$  ( $p < 0.0001$ ) (Table 1).

The average PBI at the beginning of the study was similar in both groups ( $p = 0.065$ ). Six weeks after the treatment had finished, average PIB in the group undergoing conventional treatment was 0.43 versus 0.24 in the group which was treated with laser, having a statistically significant difference of  $p = 0.014$  (Fig. 1). The group undergoing scaling and root planing presented a BOP reduction 19.55% smaller than the group treated with laser ( $p < 0.0001$ ). CAL average value at the beginning of treatment was  $4.78 \pm 1.25$  mm in the group undergoing traditional treatment while  $5.12 \pm 1.14$  mm in the group treated with laser, being both groups similar ( $p = 0.71$ ). At the end of treatment, CAL average value decreased in both groups (up to  $3.93 \pm 1.14$  mm and  $4.17 \pm 1.17$  mm respectively,  $p < 0.0001$  in both instances) but there are not statistically significant differences between both groups ( $p = 0.67$ ) (Table 1).

Clinically, the group treated with laser had an important reduction of sensitivity and patients undergoing this type of treatment reported less discomfort during treatment as well as an important decrease in sensitivity previous to periodontal treatment.

TABLE 1. CLINICAL INDICATOR CHANGES (95% CONFIDENCE INTERVAL)

	PBI baseline	PBI 6 weeks	<i>p</i> value <sup>a</sup>	CAL baseline <sup>b</sup>	CAL 6 weeks <sup>b</sup>	<i>p</i> value <sup>a</sup>
RSP	1.01–1.75	0.29–0.57	<0.0001	4.02–5.54	3.24–4.62	<0.0001
RSP + laser	0.66–1.25	0.16–0.31	<0.0001	4.53–5.71	3.57–4.68	<0.0001
<i>p</i> value <sup>c</sup>	NS	0.014		NS	NS	

<sup>a</sup>Between baseline and 6 weeks.

<sup>b</sup>In millimeters.

<sup>c</sup>Between no laser and laser groups.

NS, not significant; PBI, papilla bleeding index; RSP, root scaling and planing; CAL, clinical attachment level.



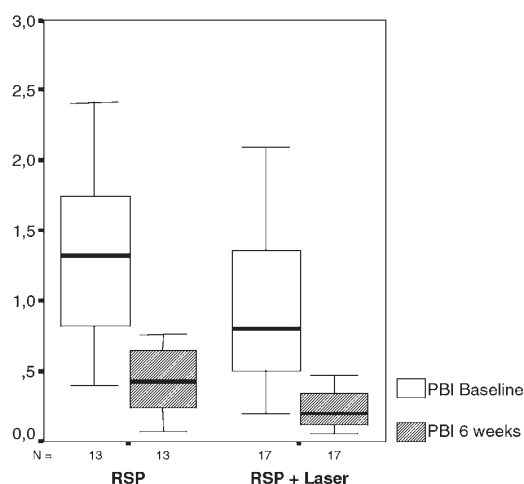


FIG. 1. Bleeding scores. PBI, papilla bleeding index; RSP, root scaling and planing.

## DISCUSSION

Like Moritz et al.<sup>7</sup> using diode laser and Schwarz et al.<sup>2</sup> with Er-YAG laser, we have observed that those patients treated with laser as adjunct to SRP presented a more significant clinical improvement than those conventionally treated. In our study, a statistically significant reduction of PBI and CAL is confirmed in both groups after the treatment was completed but the group undergoing laser treatment showed a statistically more significant improvement on bleeding on probing.

The clinical protocol we followed is more simple than the one described by Moritz et al.,<sup>7</sup> and so, easier to adapt to the daily clinical practice. It is also important to mention that we used a wavelength of 980 nm, while theirs was of 805 nm. On the other hand, we have observed statistically significant differences in clinical indexes between both groups while they only refer to the average of patients who showed a reduction on bleeding on probing and depth of the periodontal pocket. These results contrast with those obtained by Yilmaz et al.<sup>3</sup> as they state that the laser procedure does not provide additional clinical benefits to the conventional treatment. The differences this study presents, can be due to several reasons such as different design of the research (quadrants instead of the whole mouth like in ours), small number of patients (only 10 were included), selection of single rooted teeth where the implementation of SRP is more effective and also, that the evaluation of treatment was done 32 days after the beginning of treatment versus 48 days later in our research (estimated time for regeneration of connective tissue).

In our study, we have not observed any clinical side effect caused by the use of diode laser in the periodontal pockets. Although the use of Nd:YAG and Er:YAG diode lasers has been proposed for tissues adjacent to the periodontal pocket, their use can be detrimental.<sup>10,11,14</sup> According to Radvar et al.,<sup>6</sup> damage is unlikely to occur when the laser beam of light is used in parallel to the root surface and adequate intensity is applied.<sup>11</sup> Moreover, we have used low intensity in pulse mode with ex-

posure times of less than 10 sec and additional refrigeration to minimize possible negative side effects. On the whole, more exhaustive research needs to be done on the effects of different types of laser as well as on their different wavelengths and intensity over the tissues we want to remove and those we want to keep.<sup>14</sup>

One of the most important side effects in periodontal treatment is the increase of tooth hypersensitivity.<sup>15,16</sup> Laser treatment of the root surfaces to ease hypersensitivity has been proved to be highly effective.<sup>17-19</sup> Our group of patients stated a much lower sensitivity after undergoing treatment than the group which was not treated with laser. Nevertheless, the data needs to be carefully evaluated since it is based upon subjective impression of patients and it is not based on objective proof.

## CONCLUSION

The results of this research seem to prove that the use of the diode laser on periodontal pockets as a complement to scaling and root planing treatment produces a qualitative improvement in the clinical indexes compared to conventional treatment. This data should be confirmed with a larger number of patients and a longer follow-up period. The differences shown in the subjective perception of discomfort during and after treatment are indicative of the importance of carrying out more research evaluating this parameter.

## REFERENCES

1. Carranza, F.A. (1998). Justificación de la terapéutica periodontal. In: *Periodontología clínica*. F.A. Carranza, M.G. Newman (eds.). Mexico: McGraw-Hill Interamericana, pp. 432-436.
2. Schwarz, F., Sculean, A., Georg, T., et al. (2001). Periodontal treatment with an Er: YAG laser compared to scaling and root planing. A controlled clinical study. *J. Periodontol.* 72, 361-367.
3. Yilmaz, S., Kuru, B., Kuru, L., et al. (2002). Effect of galium arsenide diode laser on human periodontal disease: a microbiological and clinical study. *Lasers Surg. Med.* 30, 60-66.
4. Gutknecht, N., Zimmermann, R., and Lampert, F. (2001). Lasers in periodontology: state of the art. *J. Oral Laser Applications* 1, 169-179.
5. Yamaguchi, H., Kobayashi, K., Osada, R., et al. (1997). Effects of irradiation of an erbium:YAG laser on root surfaces. *J. Periodontol.* 68, 1151-1155.
6. Radvar, M., MacFarlane, T.W., MacKenzie, D., et al. (1996). An evaluation of the Nd:YAG laser in pocket periodontal therapy. *Br. Dent. J.* 180, 57-62.
7. Moritz, A., Schoop, U., Goharkhay, K., et al. (1998). Treatment of periodontal pockets with a diode laser. *Lasers Surg. Med.* 22, 302-311.
8. Dortbudak, O., Haas, R., Bernhart, T., et al. (2001). Lethal photosensitization for decontamination of implant surfaces in the treatment of peri-implantitis. *Clin. Oral Implants Res.* 12, 104-108.
9. Bach, G., Neckel, C., Mall, C., et al. (2000). Conventional versus laser assisted therapy of periimplantitis: a five-year comparative study. *Implant Dent.* 9, 247-251.
10. Kreisler, M., Al-Haj, H., and D'hoedt, B. (2002). Intrapulpal temperature changes during root surface irradiation with an 809-nm GaAlAs laser. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 93, 730-735.

11. Kreisler, M., Al Haj, H., Daublander, M., et al. (2002). Effect of diode laser irradiation on root surfaces *in vitro*. J. Clin. Laser Med. Surg. 20, 63–69.
12. Spolsky, V.W. (1998). Epidemiología de los trastornos gingival y periodontal. In: *Periodontología clínica*. F.A. Carranza, and M.G. Newman (eds.). Mexico: McGraw-Hill Interamericana, pp. 66–87.
13. Greenstein, G., Caton, J., and Polson, A.M. (1981). Histologic characteristics associated with bleeding after probing and visual signs of inflammation. J. Periodontol. 52, 420–425.
14. Rechman, P., and Hennig, T. (2002). Lasers in periodontology. New trends. J. Oral Laser Applications 2, 7–14.
15. Schmid, M.O. (1998). Preparación de la superficie dentaria In: *Periodontología clínica*. F.A. Carranza, and M.G. Newman (eds.). Mexico: McGraw-Hill Interamericana, pp. 523–530.
16. Taani, S.D., and Awartani, F. (2002). Clinical evaluation of cervical dentin sensitivity (CDS) in patients attending general dental clinics (GDC) and periodontal specialty clinics (PSC). J. Clin. Periodontol. 29, 118–122.
17. Moritz, A., Gutknecht, N., Schoop, U., et al. (1996). The advantage of CO<sub>2</sub>-treated dental necks, in comparison with a standard method: results of an *in vivo* study. J. Clin. Laser Med. Surg. 14, 27–32.
18. Kimura, Y., Wilder-Smith, P., Yonaga, K., et al. (2000). Treatment of dentine hypersensitivity by lasers: a review. J. Clin. Periodontol. 27, 715–721.
19. Renton-Harper, P., and Midda, M. (1992). Nd:YAG laser treatment of dentin hypersensitivity. Br. Dent. J. 172, 13–16.

Address reprint requests to:

I. Rodríguez-Núñez, Ph.D., D.D.S.

Periodoncia

Facultad de Medicina y Odontología

Rúa Entrerrios, s/n

Santiago de Compostela, CP: 15705, Spain

E-mail: irodriguezn@infomed.es

## Brief Report

## Histological Evaluation of the Use of Diode Laser as an Adjunct to Traditional Periodontal Treatment

GONZALO LÓPEZ CASTRO, D.D.S.,<sup>1</sup> MERCEDES GALLAS, Ph.D., D.D.S.,<sup>2</sup>  
IGNACIO RODRÍGUEZ NÚÑEZ, Ph.D., D.D.S.,<sup>1</sup> JOSÉ LUIS LEYES BORRAJO, M.D., D.D.S.,<sup>3</sup>  
and LUIS GARCÍA VARELA, M.D., D.D.S.<sup>3</sup>

## ABSTRACT

**Objective:** The aim of this study was to describe *in vivo* effects of scaling and root planing associated with 980-nm diode laser irradiation on periodontally diseased root surfaces. **Background Data:** Rapid advances in the development of laser technologies used in dental offices demand careful evaluation of the respective histopathologic effects of each new system. There have been no reports of scaling and root planing associated with 980-nm diode laser effects on root surfaces after *in vivo* application. **Methods:** Single rooted teeth and multiple rooted teeth considered for extraction due to severe periodontal disease were included in the study. For light microscopic investigation, a resin-embedding technique was used to cut the undecalcified teeth into 30- $\mu$ m-thick cross-sections and stained. The following parameters were recorded by a blind examiner: remaining debris, root surface morphology, and thermal side effects. **Results:** Root surfaces instrumented with hand instruments and diode laser *in vivo* did not show detectable surface alterations. There were no signs of thermal side effects in any of the teeth treated. **Conclusion:** The present *in vivo* study showed that associated therapy was suitable for non-surgical periodontal treatment. The results suggest that the diode laser may be routinely used as an adjunct to scaling and root planing without damage to the cementum tissue.

## INTRODUCTION

THE ADJUNCTIVE USE of lasers in the treatment of inflammatory periodontal diseases is a fairly recent clinical procedure that is gaining momentum in dental practice. Scaling and root planing are traditionally used to restore gingival health by removing plaque, calculus, and endotoxins adhered to tooth roots causing inflammation and periodontal disease. The use of lasers is one of the most recent methods in non-surgical periodontal treatment.<sup>1,2</sup>

Clinical studies demonstrated a positive effect of many laser systems (Nd:YAG, Er:YAG, argon, CO<sub>2</sub>, and diode laser) when

used alone and associated with root scaling and planing.<sup>3–6</sup> Laser application counteracts some limits of conventional treatment (dentine hypersensitivity and local infection). In this way, thermal and photodisruptive laser effects result in the elimination of periodontopathogenic bacteria regardless of laser wavelength.<sup>7–9</sup>

However, several *in vitro* studies indicated that diode lasers may severely damage root surface structures and inhibit new cellular attachment when certain energy levels are exceeded, and concluded that the use of laser could be more harmful than beneficial.<sup>10–12</sup> Side effects of this type of laser treatment have not been completely determined yet.

<sup>1</sup>Periodontology, School of Dentistry, Faculty of Medicine and Dentistry, University of Santiago de Compostela, Santiago de Compostela, Spain.

<sup>2</sup>Adult Comprehensive Dentistry, School of Dentistry, Faculty of Medicine and Dentistry, University of Santiago de Compostela, Santiago de Compostela, Spain.

<sup>3</sup>Periodontology, School of Dentistry, Faculty of Medicine and Dentistry, University of Santiago de Compostela, Santiago de Compostela, Spain.

The present study is part of a research protocol to investigate the clinical possibilities of InGaAsP laser (980 nm) application in periodontology. It focuses on the possible histological effect of scaling and root planing associated with laser irradiation on human root surfaces *in vivo*. The aim of this study was to analyze morphological changes of the root cementum after conventional periodontal treatment and diode laser at clinical power outputs, at irradiation times, and at working angles in real clinical conditions of use.

## METHODS

### Specimens

Five, non-carious, single-rooted and multiple-rooted periodontally involved teeth after conventional scaling and root planing and diode laser irradiation *in vivo* were extracted. The teeth were considered for extraction due to severe destructive periodontal disease and based on informed consent of the patients included in this study. Each tooth satisfied the following criteria:

- Probing pocket depths +8 mm
- Mobility in horizontal and vertical direction (grade 3)
- No signs of carious or artificial damage on the root surface (dental restorations, crowns)
- No periodontal root surface treatment within the last 12 months
- No root fractures or anatomical abnormalities

Furthermore, patients suffering from systemic diseases that could influence the outcome of periodontal therapy were excluded from the study.

### Apparatus and devices

The laser equipment used in this study was an InGaAsP diode laser device (Intermedic, Barcelona, Spain) with a wavelength of 980 nm, energy of 2 W of power applied with pulse repetition (100-msec pulse and stop of 50), 2-mm-diameter tip, focused and in contact with continuous isotonic normal saline for cooling to avoid any undesired change in temperature. The clinical procedure has been described previously as follows<sup>5</sup>:

- a. Periapical anaesthesia using 5% licodaine and adrenalin 1:100,000.
- b. Conventional scaling and root planing with new hand instruments (Gracey curets) in order to remove calculus and facilitate the application of laser optical fiber.
- c. For the laser procedure, the optical fiber is introduced, and ascending and descending movements are practiced; those movements should be slow to increase laser efficacy, since it works with low intensity (the maximum power of this diode laser is 15 W). Special attention has to be paid to the direction of the optical fiber, since it must be parallel to the tooth longitudinal root axis.
- d. Repetition of scaling is done to remove detritus and calculus remaining within the sulcus.
- e. In the second laser procedure, as in the first procedure, this is done to remove calculus remains, prevent sensitivity of

the working area, and undergo curettage of periodontal pocket.

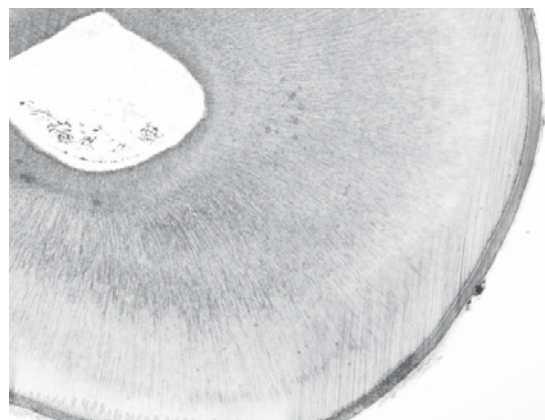
All dental extraction was performed under local anesthesia without forceps by the same operator. Macroscopically, all root surfaces appeared unaltered by the extraction procedure. Then, the teeth were stored in 10% Formaldehyde prior to their histological examination.

### Histological study

All teeth were dehydrated in a graded alcohol series and embedded in metacrylate resin (Technovit 7200; Heraeus Kulzer GmbH, Werheim, Germany) using a standard method.<sup>13</sup> After that, cross-sections were cut with a diamond saw at 100–150  $\mu$ m. The slices were ground automatically by a special machine to a thickness of 30  $\mu$ m. All histological sections were stained with Levai Laczko staining and evaluated under a light microscope by one blind and calibrated examiner. The following parameters were recorded: remaining debris (yes/no), percentage of the observed root surface craters (yes/no), exposed dentin (yes/no), and thermal side effects, such as carbonization, melting, and cracking (yes/no).

## RESULTS

Microscopic analysis of the irradiated specimens did not reveal any degree of alteration on the root surface. The specimens presented a superficial smear layer that varied in amount and shape, but there was practically no alteration on the root surface. Histologically, there were no signs of major thermal side effects on the teeth such as charring, melting, carbonization, necrosis, and fusion. The results are shown (Figs. 1–3). Calculus-free areas examined microscopically did not show grooves and crater-like defects in any cross-sections observed (Figs. 4 and 5). In one slice, we observed small remains of hard deposits (i.e., calculus) (Fig. 6).



**FIG. 1.** Photomicrograph of *in vivo* treated root surfaces. Original magnification,  $\times 20$ ,  $\times 40$ .



**FIG. 2.** Photomicrograph of *in vivo* treated root surfaces. Original magnification,  $\times 40$ .

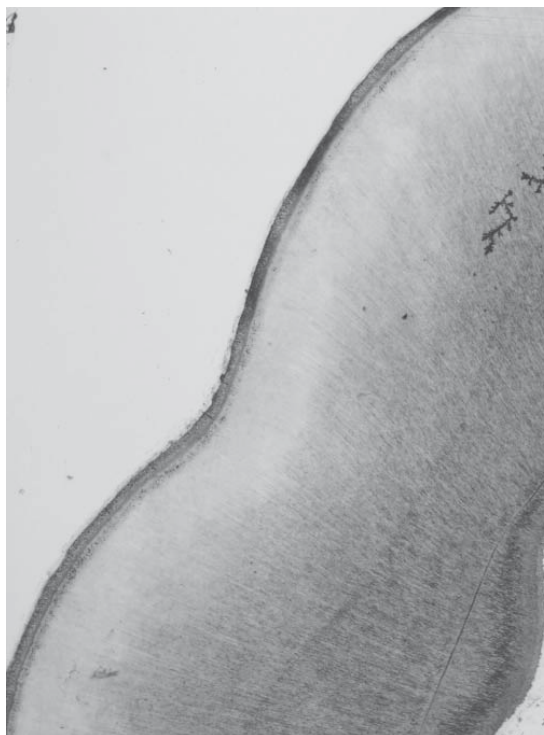
### DISCUSSION

Periodontal research in past years has been extensive, with researchers and clinicians looking for better treatment and therapy options. Root surface instrumentation (scaling and root planing) remains the cornerstone of non-surgical periodontal treatment. However, clinical observations and experimental studies show hopeful results for incorporating laser irradiation into non-surgical periodontal therapy. Laser devices are typically easy to handle and painless, and do not seem to produce adverse effects.

In clinical practice, however, the optic fiber must be inserted carefully into the periodontal space, with a fixed working angle between the laser fiber and the collateral periodontal tissues, which is not repeatable in experimental studies *in vitro*. This working angle varies between  $0^\circ$  and  $30^\circ$ , and for this reason we analyzed single-rooted and multi-rooted teeth (anterior and posterior teeth). Furthermore, environmental clinical conditions of temperature, humidity, and blood contamination can-



**FIG. 3.** Cemento-enamel junction of a treated teeth. Original magnification,  $\times 40$ .

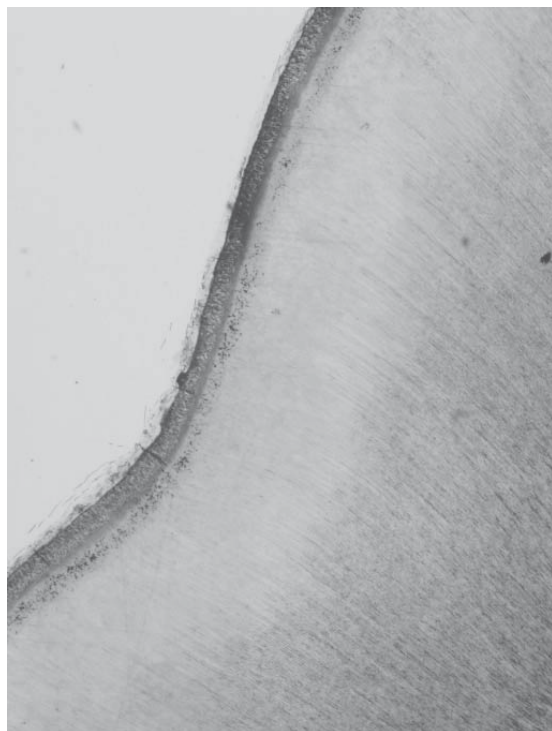


**FIG. 4.** Photomicrographs of furcal area in a molar teeth after scaling and root planning with hand instruments and diode laser irradiation. Original magnification,  $\times 20$ .

not be reproduced in *in vitro* studies in spite of water irrigation of the optic fiber. In biological tissues, absorption is mainly due to the presence of free water molecules, proteins, pigments, and other macromolecules. Kreisler et al. indicated in their study that the diode laser application for pocket decontamination in periodontal therapy may cause damage to hard tissue when blood is present, if the laser parameters are not correct.<sup>12</sup> In our study, the teeth were scaled and root planed, and then irradiated to reproduce a real clinical protocol previously tested.<sup>5</sup> A blood film on the root surface may be decisive for possible morphological alterations, since it considerably enhances light absorption on the tooth structure.<sup>12</sup> Because laser light is poorly absorbed in water but highly absorbed in hemoglobin and other dark pigments, tissues with good blood supply (such as the periodontal ligament) or tissues with blood contamination reveal a high absorption capacity. This possible adverse effect might be mitigated by constant cooling of the laser tip; however, it is still hypothetical whether the cooling would be sufficient to avoid all adverse effects. The results that we obtained in this study, nonetheless, confirm the absence of collateral effects.

The findings of this study do not agree with results from a previous *in vitro* and *in vivo* study that showed that the diode laser (GaAlAs, 810 nm, 1.8 W pulse/pause relation 1:10) was unsuitable by itself for calculus removal and altered the root surface in an undesirable manner.<sup>10</sup> However, in this study





**FIG. 5.** Higher magnification of previous image. Notice that in the furcal area there was not signs of side effects. Original magnification,  $\times 40$ .

Schwarz et al. had studied the use of laser irradiation without conventional treatment (scaling and root planing), and therefore their study design is different from ours and the results not comparable. In this respect, it is important to consider the results of our study, which have shown complete removal of sub-



**FIG. 6.** Note hard deposits (i.e., calculus) in enamel of a teeth treated. Original magnification,  $\times 20$ .

gingival calculus (inclusive of molar furcations). The objective of using diode laser irradiation as adjunct scaling and root planing would be to improve the efficacy of root instrumentation and to minimize collateral effects (decontamination effect and dentine hypersensitivity).

In another *in vitro* study, Theodoro et al.<sup>14</sup> reported that the application of an 810-nm diode laser did not cause any microscopically detectable alterations on the root surface, because the absorption coefficient of water is small. However, these findings might be due to the mode of laser emission, to different laser wavelength, to the time of exposure, to the working angle, and to use of a saline solution to minimize the thermal damage of laser irradiation.

## CONCLUSION

Our study supports the clinical use of diode laser in periodontology because of its minimal effect on the cementum tissue. The results of this study have prompted us to begin treating periodontal patients with a association of conventional and laser therapy in order to make best use of the specific advantages of each clinical procedure.

## REFERENCES

- Walsh, L.J. (2003). The current status of laser applications in dentistry. *Aust. Dent. J.* 48, 146–155.
- Rechman, P., and Hennig, T. (2002). Lasers in periodontology. *New trends. J. Oral. Laser Appl.* 2, 7–14.
- Radvar, M., MacFarlane, T.W., MacKenzie, D., et al. (1996). An evaluation of the Nd:YAG laser in pocket periodontal therapy. *Br. Dent. J.* 180, 57–62.
- Moritz, A., Schoop, U., Goharkhay, K., et al. (1998). Treatment of periodontal pockets with a diode laser. *Lasers Surg. Med.* 22, 302–311.
- Leyes, J.L., García, L., López, G., et al. (2004). Diode laser 980 nm as adjunct to scaling and root planing. *Photomed. Laser Surg.* 22, 509–512.
- Centry, I.G., Blank, L.W., Levy B.A., et al. (1997). Carbon dioxide laser for de-epithelization of periodontal flaps. *J. Periodontol.* 68, 763–768.
- Yilmaz, S., Kuru, B., Kuru, L., et al. (2002). Effect of galium arsenide diode laser on human periodontal disease: a microbiological and clinical study. *Lasers Surg. Med.* 30, 60–66.
- Dortbudak, O., Haas, R., Bernhart, T., et al. (2001). Lethal photosensitization for decontamination of implant surfaces in the treatment of peri-implantitis. *Clin. Oral Implants Res.* 12, 104–108.
- Moritz, A., Gutknecht, N., Doertbudak O., et al. (1997). Bacterial reduction in periodontal pockets through irradiation with a diode laser: a pilot study. *J. Clin. Laser Med. Surg.* 15, 33–37.
- Schwarz, F., Sculean, A., Berakdar, M., et al. (2003). *In vivo* and *in vitro* effects of an Er:YAG laser, a GaAlAs diode laser, and scaling and root planing on periodontally diseased root surfaces: a comparative histologic study. *Lasers Surg. Med.* 32, 359–366.
- Kreisler, M., Al-Haj, H., and D'hoedt, B. (2002). Intrapulpal temperature changes during root surface irradiation with an 809-nm GaAlAs laser. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 93, 730–735.

12. Kreisler, M., Al Haj, H., Daubländer, M., et al. (2002). Effect of diode laser irradiation on root surfaces *in vitro*. *J. Clin. Laser Med. Surg.* 20, 63–69.
13. Donath, K., and Breuner, G. (1982). A method for the study of un-decalcified bones and teeth with attached soft tissues. The Sage-Schliff (sawing and grinding) technique. *J. Oral Pathol.* 11, 318–326.
14. Theodoro, L.H., Haypek, P., Bachmann, L., et al. (2003). Effect of Er:YAG and diode laser irradiation on the root surface: morphological and thermal analysis. *J. Periodontol.* 76, 838–843.

Address reprint requests to:

*Dr. Mercedes Gallas*  
*Stomatology Department*  
*Facultad de Medicina y Odontología*  
*Rua Entreríos, S/N*  
*Santiago de Compostela, C.P. 15782*  
*A Coruña, Spain*

*E-mail: mmgallas@usc.es*



## Photomedicine and Laser Surgery

Editor-in-Chief  
Raymond J. Lanza, MD, MBA, FACS  
Director, Laser Center  
Rochester General Hospital  
1425 Portland Avenue  
Rochester, NY 14621  
Tel: (585) 922-4505  
Fax: (585) 544-8761  
E-mail: ray.lanza@mc@viahealth.org

Co-Editor-in-Chief  
Chukwura S. Enwemeke, PhD, FACS  
Professor and Dean  
School of Health Professions  
Behavioral and Life Sciences  
New York Institute of Technology  
Box 8000  
Northern Boulevard  
Old Westbury, NY 11568  
Tel: (516) 686-3939  
Fax: (516) 686-3854  
E-mail: enwemeke@nyit.edu

Managing Editor  
Anne H. Coulter, PhD  
2655 SW Ravensview Drive  
Portland, OR 97201  
Tel: (503) 274-0708  
Fax: (503) 274-1967  
E-mail: anccoul@comcast.net

11 December 2006

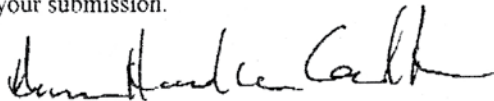
Dear Dr. Mercedes Gallas Torreira,

We thank you for submission of your paper, "Scanning electron microscopical analysis of diode laser-treated titanium implant surfaces". I am pleased to inform you that it will be published in the April 2007 issue of Photomedicine and Laser Surgery.


Photomedicine and Laser Surgery is a peer-reviewed journal indexed in MEDLINE, Current Contents/Clinical Medicine, and other major indexing services worldwide. The peer-review process entails careful external assessment by expert reviewers, including our editorial board, which is international in scope.

Thank you for your submission.

Sincerely,



Anne Hendren Coulter, Ph.D.,  
Managing Editor  
Photomedicine and Laser Surgery

Mary Ann Liebert, Inc.  publishers

Two Madison Avenue  
Larchmont, NY 10538

www.liebertpub.com/pho  
info@liebertpub.com

## ANEXO VI

TITLE:

### **SCANNING ELECTRON MICROSCOPICAL ANALYSIS OF DIODE LASER-TREATED TITANIUM IMPLANT SURFACES.**

AUTHORS:

**GONZALO LÓPEZ CASTRO, DDS (1)**

**MERCEDES GALLAS, PHD, DDS (2)**

**IGNACIO RODRÍGUEZ NÚÑEZ, PHD, DDS (1)**

**JOSÉ LUIS LEYES BORRAJO, MD, DDS (3)**

**JUAN CUEVAS ÁLVAREZ, MD, DDS (4)**

**LUIS GARCÍA VARELA, MD, DDS (3)**

(1) Research Fellow and Clinical Assistant Lecturer in Periodontology (School of Dentistry. Faculty of Medicine and Dentistry, University of Santiago de Compostela, Spain).

(2) Assistant Lecturer in Adult Comprehensive Dentistry (School of Dentistry. Faculty of Medicine and Dentistry, University of Santiago de Compostela, Spain).

(3) Associate Lecturer in Periodontology (School of Dentistry. Faculty of Medicine and Dentistry, University of Santiago de Compostela, Spain).

(4) Lecturer in Histology (Faculty of Medicine and Dentistry, University of Santiago de Compostela, Spain).

#### **CORRESPONDING AUTHOR:**

M<sup>a</sup> Mercedes Gallas

Stomatology Department

Facultad de Medicina y Odontología

Rua Entrerriós, S/N

Santiago de Compostela, C.P. 15782

A Coruña, SPAIN

Tel: + 34 981 563100 ext 12415

Fax: + 34 981 562 226

e-mail: [mmgallas@usc.es](mailto:mmgallas@usc.es)

Gonzalo López Castro

Stomatology Department (Periodontology Area)

Facultad de Medicina y Odontología

Rua Entrerriós, S/N

Santiago de Compostela, C.P. 15782

A Coruña, SPAIN

Tel: + 34 981 563100 ext 12355

Fax: + 34 981 562 226

e-mail: [glopezc@infomed.es](mailto:glopezc@infomed.es)

M<sup>a</sup> Mercedes Gallas

Stomatology Department (Adult Comprehensive Dental Care)

Facultad de Medicina y Odontología

Rua Entreríos, S/N

Santiago de Compostela, C.P. 15782

A Coruña, SPAIN

Tel: + 34 981 563100 ext 12415

Fax: + 34 981 562 226

e-mail: [mmgallas@usc.es](mailto:mmgallas@usc.es)

Ignacio Rodríguez Núñez

Stomatology Department (Periodontology Area)

Facultad de Medicina y Odontología

Rua Entreríos, S/N

Santiago de Compostela, C.P. 15782

A Coruña, SPAIN

Tel: + 34 981 563100 ext 12355

Fax: + 34 981 562 226

e-mail: [irodriguezn@infomed.es](mailto:irodriguezn@infomed.es)

José Luis Leyes Borrajo

Stomatology Department (Periodontology Area)

Facultad de Medicina y Odontología

Rua Entreríos, S/N

Santiago de Compostela, C.P. 15782

A Coruña, SPAIN

Tel: + 34 981 563100 ext 12355

Fax: + 34 981 562 226

e-mail: [jlleyes@mixmap.com](mailto:jlleyes@mixmap.com)

Juan Bautista Cuevas Álvarez

Morphologic Sciences Department

Facultad de Medicina y Odontología

San Francisco, S/N

Santiago de Compostela, C.P. 15782

A Coruña, SPAIN

Tel: + 34 981 563100 ext 12269

e-mail: [cmcuev01@usc.es](mailto:cmcuev01@usc.es)

Luis García Varela

Stomatology Department (Periodontology Area)

Facultad de Medicina y Odontología

Rua Entreríos, S/N

Santiago de Compostela, C.P. 15782

A Coruña, SPAIN

Tel: + 34 981 563100 ext 12355

Fax: + 34 981 562 226

e-mail: [luisgv@usc.es](mailto:luisgv@usc.es)

## **ABSTRACT**

### **Objective:**

The objective of this study was to analyze the possible morphological alterations of the surface implants after using 980 nm diode laser irradiation (InGaAsP) at various energies.

### **Background Data:**

Laser-based protocols have been proposed for decontaminating dental implant surfaces when treating peri-implantitis although few studies address this topic directly.

### **Material and methods:**

Five smooth surfaces implants (TiOblast ST, Astra Tech AB, Mölndal, Sweden) were irradiated with 980nm diode laser and one implant served as control group that was not lased. The surface of each implant was treated for 60 seconds on implant neck to apical threads.

Experiment consisted in exposed dental titanium implants to the diode laser irradiation and then the surfaces were analyzed by scanning electron microscope.

### **Results:**

The SEM analysis demonstrated any damage or alteration of titanium surfaces. Regardless of the power setting, there was no visible difference between lased and non-lased titanium surfaces after irradiation with 980 nm diode laser.

### **Conclusions:**

The results of this study supports that the InGaAsP diode laser (980nm) does not damage titanium surfaces and seems to be safe and useful of treating peri-implantitis irrespective of the power output.

**Key-words:** diode laser, therapeutic use, dental implants, titanium.

## INTRODUCTION

Various methods have been applied for the treatment of peri-implantitis lesions. However, in addition to conventional treatment modalities (mechanical and chemical) the use of different types of lasers has been increasingly proposed for the treatment of peri-implantitis (1-3).

Bacterial contamination of dental implant surfaces is considered the principal cause of peri-implantitis and thus decontaminating implant surfaces is the main goal in the treatment of peri-implantitis. However, the aetiology of this inflammatory reaction is conditioned by other factors such as excessive mechanical load, poor alignment of implant-components, prosthesis-implant design, etc.

Mechanical and manual instruments have been used for the cleaning of implant abutment surfaces, however, most of them are not appropriate for application to titanium implant surfaces (4).

Recently, the diode laser has been seen to be very promising in the debridement and decontamination of implant surfaces in cases of peri-implantitis (5).

Design and surface characteristics (purity of titanium oxide, porosity, roughness, etc) of dental implants are of vital importance for long-term stability following implantation (6-8). At the moment, the principal consideration in designing dental implants is the creation of a surface that provides strong attachment between the implant and bone, connective tissue or epithelium and the maintenance of this attachment permanently.

The present study was conducted to investigate the effects of diode laser irradiation on the surface morphology of titanium dental implants by means of a scanning electron microscope. We were concerned whether the titanium implant surface would be altered by this novel approach that appears to be clinically effective. The type of possible alteration may consist in coating removal or a decrease of surface roughness.

The present study is part of a research protocol to investigate the clinical possibilities of InGaAsP laser (980nm) application in periodontology and implantology (9, 10). The objective of this scanning electron microscope study was to analyze morphological changes of the titanium implant surfaces after the use of the diode laser (980 nm) at clinical power outputs, at irradiation times and at working angles in real clinical conditions of use.

## MATERIAL AND METHODS

### *Apparatus and devices*

The laser equipment used in this study was an InGaAsP diode laser (Intermedic, Barcelona, Spain) with a wavelength of 980nm, energy of 2W power applied with pulse repetition (100 miliseconds pulse and a stop of 50 miliseconds), 2 mm tip diameter, focused on and perpendicular to implant without contact and continuous saline serum cooling to avoid any undesired change in temperature. The handpiece of the diode laser was kept at a distance of 2.5 mm from the implant surface.

### *Specimens*

The effects of diode laser irradiation in vitro on the surface properties of titanium dioxide-blasted implants (TiOblast ST-implants®, Astra Tech AB, Mölndahl, Sweden) were examined. Five implants of 13 mm long and 4.0 mm in diameter were used in this experiment. The composition of the implant is commercially pure titanium.

### *Laser Treatment*

The surface of each implant was treated for a period of 60 seconds on the first threads. The surface implants were treated using a non-pulsed contact at power settings of 1W which is commonly used for decontaminating implants (periodontal mode- Group 1) and using a continuous mode at 15 W that corresponding to maximum energy that the device permitted us (Group 2).

Surfaces effects were analyzed by scanning electron microscopy. An untreated dental implant was used as a negative control for the study groups (Group 1 and 2).

All experiments were performed in the same day. On the next days, the preparation for scanning electron microscopy analysis was made and pictures were taken by scanning electron microscope. Each implant was examined for the signs of melting, changes in morphology and surface alterations.

## RESULTS

SEM examination did not show extensive melting in any of the titanium implants irradiated and no surface damage (loss of porosity, crater-like alterations, microfractures, etc) even at the highest power setting (Fig. 1-2). The results showed that the diode laser did not modify the titanium surfaces of dental implants whatever the power setting or mode pattern used (Fig. 3). There were no differences between laser and non-laser surfaces. These results seems indicate that the InGaAsP diode laser is a novel technical modality useful for the debridement and decontamination of implant surfaces in cases of peri-implantitis.

## DISCUSSION

The replacement of teeth by means of titanium implants is a safe and predictable clinical procedure in most patients although failures in longitudinal studies have been shown. In these cases, progressive peri-implant bone loss and mechanical or load factors have been claimed as main etiological factors.

Peri-implantitis can be successfully treated by surgical procedures that use either bone fillers or membranes combined with antimicrobial treatment. Numerous implant surface decontamination methods have been suggested as part of the surgical treatment of peri-implantitis. Currently, a non-surgical procedure with photodynamic therapy employed diode laser for implant surface decontamination is been used in addition to conventional treatments modalities of peri-implantitis. A few clinical studies (3) and several experimental studies (11-14) have demonstrated the effectiveness of lethal photosensitization for microbiological treatment of peri-implantitis.

Peri-implantitis surrounding dental implants is an inflammatory process that affects the soft and hard tissues resulting in a rapid loss of supporting bone with bleeding and suppuration. The etiopathogenesis is not well-known but seems to be multifactorial and related to the peri-implant environment, to the soft tissues/implant interfaces, to patient-related factors (smoking, systemic diseases, dental hygiene, occlusal overload) and to the immunity system.

The therapeutical approach of peri-implantitis comprises several aspects such as the removal of infra-gingival bacterial plaque, an appropriate surgical approach, the removal of granulation tissue and the detoxification of the exposed implant surface; the elimination of the anaerobic ecosystem by the removal of peri-implant pocket or by the regeneration of the peri-implant hard tissues and, finally, the establishment of efficient plaque control habits. The variety of treatment protocols is mostly based on empirical experience and employs the systemic administration of antibiotics. However, to ensure decontamination of the affected implant surface, chemical and/or mechanical debridement is used. For rough implant surfaces detoxification using diode laser therapy could also show favourable results when used as part of the procedure. Therefore, it is important to examine the effects of diode laser (InGaAsP) on titanium implant surfaces when treating post-implantation complications because the features of the implant surface (bumpy surface, microstructure, porosity) are essential for their future integration in the bone. In fact, the maximum potency of the diode laser device analysed is considerable (15W) and the wavelength is high (980 nm). Therefore we could expect "a certain" effect over the implant surface even though the temperature of the implant after diode irradiation does not reach the melting point of titanium.

However, the results of this study indicated that when using diode laser whatever the mode pulsed and potency selected, the laser-treated surface specimens showed a qualitatively similar surface morphology to the untreated titanium surface implants. The ultra-structural images obtained by means of Scanning Electronic Microscopy reveals that the clinical application of diode lasers in cases of peri-implantitis does not entail any risk or adverse secondary effect over the implants.



It is important to note that this study was executed in Vitro, that is it, it is an analysis carried out in the laboratory since the dental implants in ideal clinical conditions are bone-integrated in the jawbone and it is not feasible to do the test with real patients since in that case it would imply the removal and surgical extraction of the implants and the adjacent bone. Others physical measurements such as absorbed wavelength or expected reflected incidence are not necessary to take into account because in the case of titanium implants they have a bumpy texture, non-reflecting surface and of a grey ashy colour. The transmission of energy around the implant after the radiation is an aspect that must be studied in future research but this new hypothesis would demand the design of a completely different research.

However we will take into account the principal factors to provide a more realistic description of clinical environment to analyse any feasible consequence of diode laser irradiation (alterations of titanium surfaces). Clinical extrapolations from laboratory experiments may not give absolute values but they are useful to determine clinical protocols of use and to ensure a safe therapeutical approaches.

## CONCLUSION

This study demonstrated that the implant surfaces were unaffected by the laser treatment by InGaAsP laser (980nm) application. Based on these results of this in vitro experiment together with previous clinical studies (3), in vitro analysis (15) and cellular experiments (16) we could suggest the real possibility of the use of InGaAsP diode laser for the successful treatment of peri-implantitis.

## SUMMARY

The interest of this SEM-analysis is based on the absence of morphological alterations in the implant surfaces irradiated with diode laser (InGaAsP-980nm) regardless of power setting or mode pattern used.

## REFERENCES

- 1.- Walsh, L.J. (2003). The current status of laser applications in dentistry. *Aust. Dent. J.* 48 (3),146-155.
- 2.- Rechman P, Hennig T. (2002). Lasers in Periodontology. New trends. *J. Oral. Laser. Applications.* 2, 7-14.
- 3.- Dortbudak, O., Haas, R., Bernhart, T., Mailath-Porkomy, G. (2001). Lethal photosensitization for decontamination of implant surfaces in the treatment of peri-implantitis. *Clin. Oral. Implants Res.* 12, 104-108.
- 4.- Espedito Di Lauro, A., Morgese, F., Squillace, A., Ramaglia, L. (2003). In vitro effects on rough implant surfaces of different instrumentations used in the surgical therapy of peri-implantitis. *Minerva Stomatol.* 52, 1-7.
- 5.- Schwartz, F., Sculean A., Rothamel D., Schwenzer, K., Geog, T., Becker, J. (2005). Clinical evaluation of an Er:YAG laser for nonsurgical treatment of peri-implantitis: a pilot study. *Clin. Oral Impl. Res.* 16, 44-52.
- 6.- Buser, D., Broggini N., Wieland M., Schenk, R.K., Denzer, AJ, Cochran, D.L., Hoffmann, B., Lussi, A., Steinemann, S.G. Enhanced bone apposition to chemically modified SLA titanium surface. (2004). *J. Dent. Res.* 83, 529-533.
- 7.- Cochran, D.L. A comparison of endosseous dental implant surfaces. (1999). *J. Periodontol.* 70,1523-1539.
- 8.- Steigenga, J.T., Al-Shammari, K.F., Nociti, F.H., Misch, C.E., Wang, H.L. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. (2003). *Implant Dent.* 12,306-317.
- 9.- Borrajo, J.L.L., Varela G.L., Castro, G.L., Rodríguez-Núñez, I., Torreira, M.G. (2004). Diode laser 980 nm as adjunct to scaling and root planing. *Photomed. Laser Surg.* 22, 509-512.
- 10.-Castro, G.L., Gallas, M., Rodríguez-Núñez, I., Borrajo, J.L., Varela, G.L. (2006) Histological evaluation of the use of diode laser as adjunct to traditional periodontal treatment. *Photomed. Laser Surg.* 24 ,64-8.
- 11.- Persson, L.G., Mouhyi, J., Berglundh, T., Snnerby, L., Lindhe J. Carbon dioxide laser and hydrogen peroxide conditioning in the treatment pf periimplantitis: an experimental study in the dog. (2004). *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* 6, 230-238.
- 12.-Shibli, J.A., Martins, M.C., Theodoro, L.H., Lotufo, R.F., García, V.G., Marcantonio, E.J. (2003). Lethal photosensitization in microbiological treatment of ligature-induced peri-implantitis : a preliminary study in dogs. *J. Oral Sci.* 45,17-23.
- 13.- Shibli, J.A., Martins, M.C., Nociti, F.H. Jr, Garcia, V.G., Marcantonio, E.Jr. (2003). Treatment of ligature-induced peri-implantitis by lethal photosensitization and guided bone regeneration: a preliminary histologic study in dogs. *J. Periodontol.* 74 , 338-345.
- 14.- Haas, R., Dortbudak, O., Mensdorff-Pouilly, N., Mailath, G. (1997). Elimination of bacteria on different implants surfaces through photosensitization and soft laser. An in vitro study. *Clin. Oral. Implants Res.* 8 (4), 249-254.
- 15.- Romanos, G.E., Everts H., Nentwig G.H. Effects of diode and Nd:YAG laser irradiation on titanium discs: A scanning electron microscope examination. (2000). *J. Periodontol.* 71(5), 810-815.
- 16.- Khadra, M., Kasem, N., Lyngstadaas, S.P., Haanes, H.R., Mustafa, K. (2005). Laser therapy accelerates initial attachment and subsequent behaviour of human oral fibroblasts cultured on titanium implant material. A scanning electron microscope and histomorphometric analysis. *Clin. Oral Implants Res.* 16 , 186-175.

## ACKNOWLEDGEMENTS

The authors of this study declare that none of the authors has a financial interest in the products mentioned of this work.

## FIGURES

**Fig. 1.-** SEM images of untreated implant surfaces. The control surface implant was very regular and smooth (a). Original magnification X 200 (b)

**Fig. 2.-** Representative examples of the SEM images in Group 1 (periodontal mode). Original magnification x 400 (a). Original magnification x 2000 (b).

**Fig. 3.-** Representative examples of the SEM images in Group 2 (maxime potency). Original magnification x 400 (a). Original magnification x 2000 (b).

## CORRESPONDING AUTHOR (who reprint requests should be directed):

M<sup>a</sup> Mercedes Gallas  
Stomatology Department  
Facultad de Medicina y Odontología  
Rua Entrerriós, S/N  
Santiago de Compostela, C.P. 15782  
A Coruña, SPAIN  
Tel: + 34 981 563100 ext 12415  
Fax: + 34 981 562 226  
e-mail: [mmgallas@usc.es](mailto:mmgallas@usc.es)